

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI BONDİNG ADEZİVLERİNİN TERMAL SİKLUS SONRASI SU
ABSORPSİYON MİKTARINA BAĞLI OLARAK LAZER
UYGULAMASINDA YAPISAL MADDE KAYIPLARININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Fatih TEMUÇİN

Ortodonti Anabilim Dalı

Ortodonti Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ

HAZİRAN 2017

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI BONDİNG ADEZİVLERİNİN TERMAL SİKLUS SONRASI SU
ABSORPSİYON MİKTARINA BAĞLI OLARAK LAZER
UYGULAMASINDA YAPISAL MADDE KAYIPLARININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Fatih TEMUÇİN
(130106109)

Ortodonti Anabilim Dalı

Ortodonti Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ

HAZİRAN 2017

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 130106109 numaralı Doktora Öğrencisi Fatih TEMUÇİN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “Farklı Bonding Adezivlerinin Termal Siklus Sonrası Su Absorpsiyon Miktarına Bağlı Olarak, Lazer Uygulamasında Yapısal Madde Kayıplarının İncelenmesi” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fak., Ortodonti A.D

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Alper ALKAN**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fak., Ortodonti A.D

Yar. Doç. Dr. Pamir MERİÇ
Trakya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fak., Ortodonti A.D.

Yar. Doç. Dr. Hanife Nuray YILMAZ
Marmara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fak., Ortodonti A.D.

Yar. Doç. Dr. İlkin TUNCEL
Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fak., Protetik Diş
Ted. A.D.

Teslim Tarihi : **16 Haziran (2017)**
Savunma Tarihi : **02 Haziran (2017)**



Eşime ve aileme,

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca, eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini esirgemeyen, her zaman pozitif yönde motive eden, bana çok büyük emeği geçen ve her konuda yol gösterici olan, değerli hocam ve tez danışmanım, Yrd. Doç. Dr. Berza Yılmaz'a

Gerek mesleki eğitimime katkıda bulunarak, gerekse hayat tecrübelerini paylaşarak bana her zaman destek olan ve doktora tezimin hazırlanmasında büyük emeği geçen çok değerli hocam Prof. Dr. Sabri İlhan Ramoğlu'na,

Doktora tezimin tamamlanması sürecinde her daim yardımcı olan değerli Prof. Dr. Serdar Üşümez ve Prof. Dr. Aslıhan Üşümez'e

İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri; Prof.Dr. Hülya Kılıçarslan ve Prof. Dr. Gülnaz Marşan'a

Her anlamda, öğretici davranan ve bilgilerini bizden esirgemeyen değerli hocalarım; Sertaç Aksakallı, Muhammet Birlik'e

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, maddi, manevi yardım ve desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki değerli asistan arkadaşlarım ve meslektaşlarıma

Tez çalışmam sırasında örneklerin analizinde bana yardımcı olan değerli hocalarım Sıddık Malkoç, Meral Malkoç'a

Örneklerin taranmasında ve laboratuvar işlemlerinde bana yardımcı olan Canan Yalçın'a

Bugünlere gelmemi sağlayan, emeğini asla ödeyemeyeceğim annem Hatice Yanar, tüm hayatım boyunca her zaman arkamda duran, yönlendirmeleri ile ufkumu genişleten babam Demir Temuçin'e, beni hep destekleyen hayat arkadaşım, sevgili eşim Elif Dönmez Temuçin'e

Tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım.

Haziran 2017

Fatih TEMUÇİN
Diş Hekimi

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Fatih TEMUÇİN

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ.....	iv
BEYAN.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY.....	xiii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Lazerin Genel Özellikleri.....	3
2.2 Lazer Işığının Fiziksel Özellikleri	3
2.2.1 Işığın kuvvetlendirilmesi (Amplifikasyon).....	5
2.2.2 Uyarılmış salınım.....	6
2.2.3 Radyasyon.....	8
2.3 Lazer Salınım Modları	9
2.4 Lazer Işığının Dokudaki Etkileri.....	10
2.4.1 Absorbsiyon (Soğurulma).....	11
2.4.2 Geçiş-transmisyon (transmission).....	13
2.4.3 Yansıma (Reflection).....	13
2.4.4 Saçılma (Scattering).....	13
2.5 Soğurulan Lazer Işıklarının Biyolojik Etkileri.....	14
2.5.1 Lazerin fotokimyasal etkileri.....	14
2.5.2 Lazerin fotoelektrik etkileri	14
2.5.3 Lazerin fototermal etkileri	15
2.6 Lazer Kullanım Parametreleri	17
2.6.1 Dalga boyu (nm)	17
2.6.2 Güç (W) ve Güç Yoğunluğu (W/cm ²)	17
2.6.3 Enerji (J) ve enerji yoğunluğu (J/cm ²).....	18
2.6.4 Frekans (Hz)	18
2.6.5 Atım devam süresi (µs ya da ms).....	18
2.6.6 Maksimum atım gücü (W/µs)	19
2.6.7 Spot çapı (mm).....	19
2.7 Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	19
2.8 Dış Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	21
2.8.1 Argon Lazer	21
2.8.2 Diyod Lazer	21
2.8.3 Karbondioksit (CO ₂) Lazer.....	22
2.8.4 Neodymium: YAG Lazer.....	23
2.8.5 Holmium: YAG Lazer	24
2.8.6 Erbium Lazerler (Er:YAG ve Er,Cr YSGG)	24
2.9 Ortodontide Lazer Kullanımı	25

2.9.1 Düşük doz lazer uygulamaları	25
2.9.2 Yüksek doz lazer uygulamaları.....	26
2.9.2.1 Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi	26
2.9.2.2 Seramik restorasyonların yüzey pürüzlendirmesi	27
2.9.2.3 Amalgam yüzeylerin pürüzlendirilmesi	28
2.9.2.4 Minenin asit rezistansını arttırmak	28
2.9.2.5 Lehimleme.....	28
2.9.2.6 Minör cerrahi uygulamaları.....	29
2.9.2.7 Braketlerin geri dönüşümü	29
2.9.2.8 Lazerle söküm işlemi	30
2.10 Mikro -Tomografi	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	38
3.1 Kullanılan Adezivlerin Kimyasal İçeriği	38
3.2 Örneklerin Hazırlanması	40
3.3 Lazer Uygulaması	44
3.4 Lazer Uygulaması Sonucunda Gerçekleşen Madde Kayıplarının Ölçülmesi	46
3.5 İstatistiksel yöntem	49
4. BULGULAR	51
4.1 Termal Siklus Uygulanmamış Gruba İlişkin Bulgular.....	51
4.1.1 Termal siklus uygulanmamış gruba ilişkin bulguların grup içi değerlendirmeleri	51
4.1.2 Termal siklus uygulanmamış gruba ilişkin bulguların gruplar arası değerlendirmeleri	51
4.2 Termal Siklus Uygulanmış Gruba İlişkin Bulgular.....	56
4.2.1 Termal siklus uygulanmış gruba ilişkin bulguların grup içi değerlendirmeleri	56
4.2.2 Termal siklus uygulanmış gruba ilişkin bulguların gruplar arası değerlendirmeleri	56
4.3 Termal Siklus Uygulanmış ve Uygulanmamış Gruplar Arası Değerlendirmeler	61
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	73
KAYNAKLAR.....	74
ÖZGEÇMİŞ.....	85

KISALTMALAR LİSTESİ

10-MDP	: 10-Metakriloiloksidetil Dihidrojen Fosfat
4-META	: 4-Metakriloksietil Trimellitat Anhidrit
4-META-MMA	: 4-Metakriloksietil Trimellitat Anhidrit
A	: Amper
ARI	: Adhesive Remnant Index
Bis-EMA	: Etoksilat Bisfenol-A Glikol Dimetakrilat
Bis -GMA	: Bisfenol Glisidil Metakrilat
BPDM	: Bifenil Dimetakrilat
Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂	: Hidroksiapatit
CW	: Sürekli Mod (Continous Wave)
Er,Cr:YSGG	: Erbiyum,Chromiyum: Yitriyum Skandiyum Galliyum Garnet
Er:YAG	: Erbiyum:Yitrium-Alüminyum-Garnet
GaAlAs	: Galliyum Alüminyum Arsenate
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
Ho:YAG	: Holmiyum:Yitriyum-Alüminyum-Garnet
HWG	: Hollow Wave Guide
IR	: Kızılaltı (Infrared)
KrF	: Kripton Florid (Krypton Fluoride)
LDF	: Lazer Dopler Flowmetre
LED	: Light Emitting Diode
MMA	: Metil Metakrilat
Nd:YAG	: Neodmiyum:Yitriyum-Alüminyum-Garnet
NIR	: Yakın Kızılaltı (Near Infrared)
NPG-GMA	: N-Fenilglisin Glisidil Metakrilat
NTG-GMA	: N-Toliglisin Glisidil Metakrilat
PENTA	: Dipentaeritritol Penta Akrilat Monofosfat
PMDM	: Piromellitik Asit Dimetilmetakrilat
SBS	: Shear Bond Strength
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SiC	: Silisyum Karbür
TEG-DMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
Ti:Sapphire	: Titanyum Safir (Titanium Sapphire)
Tm:YAP	: Thuliyum Yitterbiyum Alüminyum Phosphate
TMPTMA	: Trimetilolpropan Trimetakrilat
VSP	: Very Short Pulse
XeCl	: Ksenon Monoklorid (Xenon Monokloride)

TABLolar LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1: Seramik braketlerin lazer ile sökölmesini inceleyen çalışmalar.	32
Tablo 3.1: Çalışma grupları ve örnek sayıları.	38
Tablo 3.2: Transbond™XT Light Cure Adesive Paste içerik.	39
Tablo 3.3: Opal® Bond MV içerik.	39
Tablo 3.4: Light Bond™ Reliance içerik.	39
Tablo 3.5: Blugloo™ Two-Way Color Change Adhesive içerik.	40
Tablo 3.6: Resilience® Adhesive içerik.	40
Tablo 4.1: Termal siklus uygulanmayan örneklerde To ve T1 ölçümlerindeki değişikliklerin markalara göre değerlendirilmesi.	53
Tablo 4.2: Termal siklus uygulanmayan örnek disklerde lazer uygulamasıyla oluşan krater hacim ve derinlikleri.	54
Tablo 4.3: Termal siklus uygulanmamış örnek disklerde markalara göre değişkenlerin karşılaştırılması ve grup içi karşılaştırmalar.	55
Tablo 4.4: Termal siklus uygulanmış örneklerde To ve T1 ölçümlerindeki değişikliklerin markalara göre değerlendirilmesi.	58
Tablo 4.5: Termal siklus uygulanmış örnek disklerde lazer uygulamasıyla oluşan krater hacim ve derinlikleri.	59
Tablo 4.6: Termal siklus uygulanmış örnek disklerde markalara göre değişkenlerin karşılaştırılması ve grup içi karşılaştırmalar.	60
Tablo 4.7: Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplardaki örneklerde meydana gelen değişikliklerin markalara göre eşleştirilmiş değerlendirilmesi.	63

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Görünür ışık ve lazer ışığı.	4
Şekil 2.2: Genlik ve dalga boyunu tanımlayan grafik.	5
Şekil 2.3: Lazer cihazının temel bileşenleri.	6
Şekil 2.4: Elektronun yörüngedeki hareketi ve lazer fotonlarının oluşumu; a) Uyarılmış atom b) Spontan emisyon c) Salınan fotonun uyarılmış bir atoma isabet etmesi d) Uyarılmış salınımına bağlı iki fotonun salınımı.	8
Şekil 2.5: Elektromanyetik spektrum ve diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları.	9
Şekil 2.6: Lazer ışığının dokudaki dört etkisi.	11
Şekil 2.7: Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları[22].	12
Şekil 2.8: Diş sert dokusunda lazer ablasyon mekanizması.	16
Şekil 2.9: Polikristalin yapıdaki seramik braket örneği (Damon Clear®; Ormco Corp, Portland, CA, ABD).	34
Şekil 2.10: Monokristalin yapıdaki seramik braket örneği (Perfect Clear®; Hubit Corp, Sapphire Bracket, Kore).....	35
Şekil 3.1: Bir grup için hazırlanan 10 örnek adeziv disk.....	41
Şekil 3.2: Örneklerin hazırlanması.	41
Şekil 3.3: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı (VALO, Ultra Dent. South Jordan, ABD)	42
Şekil 3.4: Üretici firmanın VALO kullanım süresi talimatları.	42
Şekil 3.5: Dijital kumpas (Electronic Caliper 0-150mm Insize 1112-150 Georgia, ABD)	43
Şekil 3.6: Örneklerin kalınlığının dijital kumpas ile ölçümü.....	43
Şekil 3.7: Damon Clear braket.....	44
Şekil 3.8: Er:YAG (Erbium-Doped Yttrium Alüminyum Garnet) (Lightwalker, Fotona d.d., Ljubljana, Slovenya) lazer cihazı.	44
Şekil 3.9: Deneysel lazer düzeneği ve kullanılan lazer parametreleri.	45
Şekil 3.10: Sabit düzenekle seramik braketlerin üzerine yerleştirilen adeziv kompozit örneklere Er:YAG lazer ışını uygulanması.	46
Şekil 3.11: Mikro-BT sistemi (SKYSCAN 1172, Bruker microCT, Kontich, Belçika).....	46
Şekil 3.12: Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı (SD Mechatronik Thermocyclers, GMBH, Westerham, Almanya).	47
Şekil 3.13: Objelerin mikrotomografi verilerinin Skyscan CTVox programıyla işlenerek oluşturulmuş 3 boyutlu sanal görüntüleri.	48
Şekil 3.14: Örnek disklerde lazer ile açılan ablasyon kraterinin derinliğinin CT-An programı ile hesaplanması.	48

Şekil 3.15: Örnek disklerde lazer ile açılan ablasyon kraterinin sanal görüntüsü.	49
Şekil 4.1: Termal siklus uygulanmamış örneklerde meydana gelen değişikliklerin markalara göre temsili.	56
Şekil 4.2: Termal siklus uygulanmış örneklerde meydana gelen değişikliklerin markalara göre temsili.	61



FARKLI BONDİNG ADEZİVLERİNİN TERMAL SİKLUSSONRASI SU ABSORPSİYON MİKTARINA BAĞLI OLARAK LAZER UYGULAMASINDA YAPISAL MADDE KAYIPLARININ İNCELENMESİ

ÖZET

Günümüzde, ortodontik tedavi ihtiyacı olan ve estetik kaygı taşıyan hastalar, metal braketler yerine seramik braketleri tercih etmektedirler. Seramik braketlerin en önemli dezavantajlarından biri braketlerin sökülmesi esnasında yaşanan zorluktur. Seramik braketlerin diş yüzeyinden daha kolay sökülebilmesi için dental lazerler kullanılmaktadır. Lazer ışınının komşu dokulara zarar vermeden hedef dokuda absorbe edilerek aniden patlama şeklinde buharlaşma gerçekleştirmesine fotoablasyon denir. Lazerle söküm işlemi braketin dişe yapışmasını sağlayan adeziv üzerindeki fotoablasyon etkisiyle gerçekleşmektedir.

Seramik braketler diş yüzeyine uygulanırken farklı kompozit adezivler kullanılabilir. Bu adezivlerin yapı ve içerikleri birbirinden farklılık gösterebilir. Bu farklılıklar kimyasal ve mekanik açıdan birçok çalışmada incelenmiştir. Çalışmamızda ise, beş farklı bonding adezivinin lazere olan cevabı ve buna bağlı gerçekleşen madde kayıpları araştırılmıştır; (Transbond XT Light Cure Adhesive Paste 3M Unitek), (Opal® Bond MV), (Light Bond™ Reliance Ortho Prod. Inc.), (Blugloo™ Two-Way Color Change Adhesive Ormco Corp), (Resilience® Adhesive Ortho Tecnology). Ayrıca, termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış örneklerde adezivin ağız ortamında kalması sonucu oluşan su absorpsiyonunun etkileri değerlendirilmiştir. Adezivlerdeki madde kayıplarını incelemek için, Mikro-Bilgisayarlı Tomografi kullanılmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiş, iki grup arasındaki farklar için Kruskal Wallis ve Mann Withney U testi kullanılmıştır.

Madde kayıpları adeziv bonding markasına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir. Su absorpsiyonunun madde kayıpları üzerine istatistiksel olarak etkisi olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Reliance ve Opal marka adeziv örneklerin hacim farkı ve krater hacmi açısından diğer markalara göre Er:YAG lazerden istatistiksel olarak daha fazla etkilendiği sonucuna varılmıştır ($p=0,007$ ve $p=0.043$).

Anahtar kelimeler: Adeziv Kompozit, Debonding, Lazer, Mikro Bilgisayarlı Tomografi, Seramik Braket, Termal Siklus

EVALUATION OF STRUCTURAL LOSS CAUSED BY LASER APPLICATION ON DIFFERENT BONDING ADHESIVES IN RELATION TO THE QUANTITY OF ABSORBED WATER FOLLOWING THERMAL CYCLUS PROCEDURE

SUMMARY

In today's dentistry, patients who undergo orthodontic treatment prefer ceramic brackets instead of metal brackets, due to their aesthetic appearance. One of the major disadvantages of the ceramic brackets is the difficulty during the debonding procedure. Dental lasers are applied to the bracket surface to make the ceramic ones removed more easily. The debonding procedure assisted by laser is based on the photoablation effect of the laser on the bonding adhesive, which ensures adhesion of the bracket to the tooth. Photoablation occurs when the laser beam is absorbed by the target tissue and suddenly evaporates with an explosion related to the increasing pressure.

Different types of adhesives can be used to bond ceramic brackets to the tooth surface. The structure and the content of the adhesives may differ from each other and this can lead to different responses related to the laser application.

In our study, the material loss of different bonding adhesives following Er:YAG laser application was investigated via microcontrolled tomography BT device. Additionally, in order to evaluate the effects of water absorption, some samples were aged with the thermal cyclus procedure to simulate the composite materials staying in the mouth conditions.

The data obtained from the samples were evaluated statistically with Kruskal Wallis test. The complementary Mann Withney U test was applied.

Five different brand of bonding adhesives were used in this thesis study. Material loss was found to vary according to the adhesive bonding brand. Additionally water absorption had been shown to affect the material loss. Reliance and Opal brand adhesives shown statistically significant higher volume difference and higher crater volume ($p = 0.007$ and $p = 0.043$).

Key words: Bonding Adhesive, Ceramic Bracket, Laser, Debonding, Micro Computer Tomografi, Thermal Cyclus

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Seramik braketler ilk olarak 1980'li yılların ortasında tanıtılmıştır. Metal braketlerle karşılaştırıldığında daha az görünür ve daha estetik olmaları birçok hasta için seramik braketleri tercih edilir kılmaktadır.[1] Ancak bunların yanında seramik braketlerin birçok dezavantajı bulunmaktadır.[2]

Seramik braketlerin en büyük dezavantajlarından biri, braketleri sökerken minede çatlaklar meydana gelmesidir. Bu durum seramik braketlerin adezive yüksek bağlanma kuvveti göstermesi ile açıklanabilir.[2] Ayrıca seramik braketlerin metal braketlere göre esnekliklerinin az, elastik moduluslarının yüksek olması, seramik braketlerin diğer bir dezavantajı olan kırılmaları açıklamaktadır.[3] Bu durum, pozisyonu değiştirilmek istenen braketin tekrar kullanılamamasına da neden olur. Aynı zamanda braket sökümü esnasında braketin kırılması, parçalarının etrafa sıçramasına, yutulmasına ya da aspirasyonuna sebep olabilir. Ayrıca, diş üzerinde kalan braket parçalarının uzaklaştırılması için elmas frezlerin kullanılmasını gerektirebilir. Bu uygulama zaman alıcıdır, pulpaya ve mine yüzeyine zarar verebilir. [4] [5]

Lazer 1990'ların başında seramik braketlerin sökümünde deneysel olarak kullanılmaya başlamıştır. Lazerin kullanımı mine kırıkları, braketlerin parçalanması ve braketleri sökerken meydana gelen ağrı gibi problemleri elimine eder. Ayrıca lazerin söküm için uygulanması, söküm için gerekli kuvvet miktarını azaltma ve işlem süresini kısaltma gibi avantajlar da sağlamaktadır.[6]

Lazer enerjisi adezivleri üç şekilde çözer: termal etkiyle yumuşama, termal ablasyon ve fotoablasyon. Termal yumuşama, lazer etkisiyle ortaya çıkan ısıya bağlı olarak meydana gelir. Termal ablasyon, rezinin ısısının hızlı bir şekilde yükselmesiyle olur. Fotoablasyon yüksek enerjili lazer ile adeziv atomları arasındaki bağlantının kopma enerjisinden daha yüksek seviyeye çıkmasıyla meydana gelir. Termal yumuşama diğerlerine göre daha yavaş bir süreçtir. Bu nedenle dişte ve braketle ısının istenmeyen miktarda yükselmesine neden olabilir. Termal ablasyon ve fotoablasyon hızlı bir şekilde meydana gelir. Böylece çok az miktarda ısı difüzyonu gerçekleşir.

Bu nedenle, braket ve dişin ısısı fizyolojik sınırlar içinde kalması yönüyle tercih edilebilir.[6]

Mundethu ve ark. polikristalin seramik braketler üzerinde Er:YAG lazer kullanıldığında, braketin dişten ayrılması için ekstra bir kuvvet gerekmediğini rapor etmiştir. Örneklerin çoğunda, debondingin adeziv tabakasının en üst kısmındaki termomekanik ablasyona bağlı olarak gerçekleştiği bildirilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope SEM) ve ışık mikroskobu incelemelerinde mine yüzeyinde herhangi bir hasar rapor edilmemiştir.[7] Bu nedenle, lazer uygulamasıyla estetik braketlerin sökülmesinin avantajlı olduğu düşünülebilir ve lazer ışını altında farklı dental adezivlerin davranışını araştırmak önemlidir.[8]

Polimerizasyon sonrasında adezivler zamanla su absorbe eder. Su absorbe eden adezivin çözünürlüğü zamanla artar, fiziksel ve kimyasal özelliklerinde farklılıklar meydana gelir.[9] Çalışmaların çoğunda kısa sürede polimerize olan adeziv rezinlerin çözünürlük ve su absorpsiyon değerlerin anlamlı derecede yüksek olduğu rapor edilmiştir.[9-12] Suyun rezin tarafından tutulması, matriks ve doldurucu arasındaki bağlanmanın bozulmasında, matriksin plastizasyonunda, adezivin aşınma direnci ve çekme dayanıklılığının azalmasında etkilidir.[13, 14]

Dalga boyu suda absorbe olan bir lazer kullanıldığında gerçekleşen termodinamik ablasyon, su moleküllerinin enerjiyi absorbe ederek buharlaşması ve hızlı bir şekilde genişlemesi sonucunda oluşur. Sonuç olarak genişleyen su buharı, braket ve adeziv arayüzeyinde basınca neden olur. Oluşan basınç braketin dışı iter ve debonding gerçekleşir.[15]

Bu çalışmanın amacı, farklı adezivlerle yapıştırılmış seramik braketlerin ağız ortamını taklit eden termal siklus cihazı ile yaşlandırılması sonrası lazer ile debonding işlemine bağlı oluşan madde kayıplarının değerlendirilmesidir.

İki hipotez öne sürülmüştür;

Hipotez 1: Su absorbe etmiş adezivlerde lazer uygulaması sonrası oluşan madde kaybı, su absorbe etmemiş adezivlerde oluşan madde kaybından farklı olacaktır.

Hipotez 2: Su absorbe etmiş ve su absorbe etmemiş adezivlerde oluşan madde kaybı markalar arasında farklılık gösterecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Lazerin Genel Özellikleri

Uyarılmış radyasyon salınımı ile ışığın kuvvetlendirilmesi anlamına gelen ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ (LASER) sözcüklerinin baş harflerinden oluşmaktadır.[16]

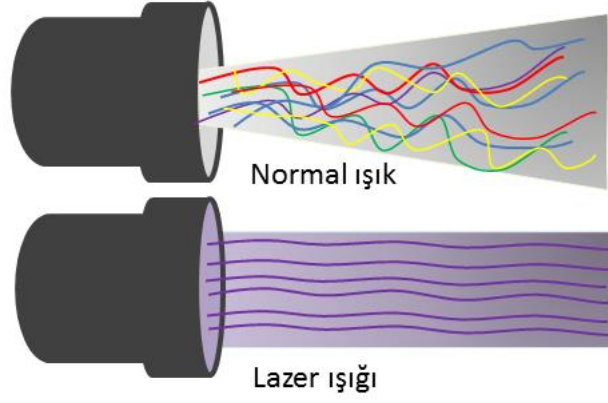
Lazer ışığı, hareket veya elektrik enerjisinin optik enerji formuna dönüştürülmesiyle oluşur. Bu optik enerji şekli tamamiyle yapaydır ve doğada bulunmamaktadır. Bir başka ifade ile lazer ‘düşük güçteki’ bir enerjiyi ‘yüksek güçlü’ bir enerjiye dönüştürmektedir.[17]

2.2 Lazer Işığının Fiziksel Özellikleri

1. Tek renkli (Monokromatik): Normal ışık görünür spektrumdaki birçok rengin birleşiminden oluşur ve bir prizma ile ışığın kırılarak renklerin görüntülenmesi mümkündür. Lazer ışığı görünür ya da görünmez spektruma ait tek bir renkten meydana gelmiştir ve tek bir dalga boyuna sahiptir. Lazer ışığının tek bir dalga boyuna sahip olması, lazerin türüne göre farklı renkte ışınlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır ve hedef dokuda daha etkili lazerleri seçebilmeyi mümkün kılar (Şekil 2.1).[16, 18]

2. Paralel (Kollime): Görünür ışıkta dağılma meydana gelmekte ve görünür ışık çeşitli doğrultularda yayılabilmektedir dağınık ve zayıftır.[19-21] Lazer ışığı ise doğrusaldır. Fotonlar dağılmadan ve birbirine paralel hareket ederler. Lazer ışığının bu özelliği, enerjinin çok uzak noktalara odaklanmasını sağlamaktadır.

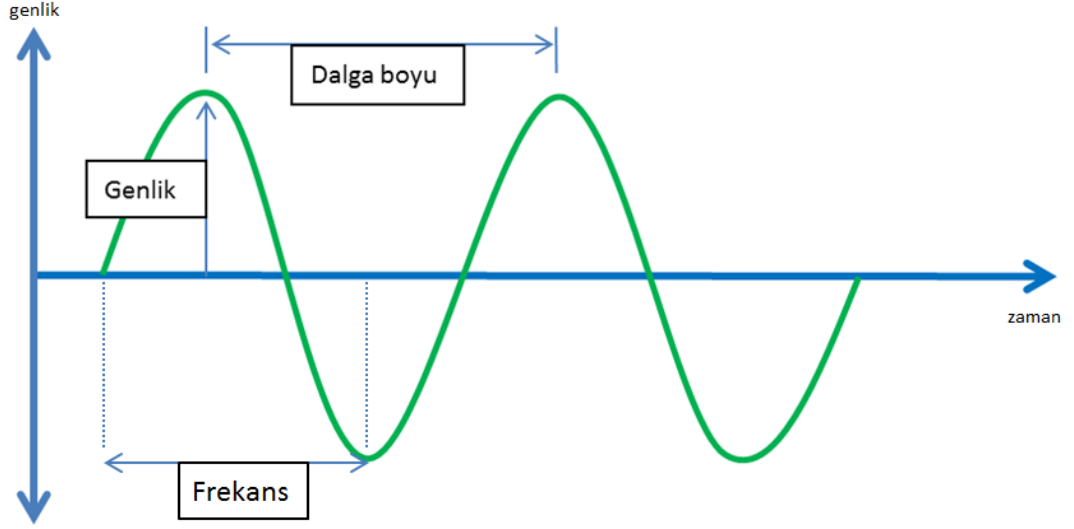
3. Eşfazlı (Koherent): Doğal ışıkta, ışın demetini oluşturan dalgalar saçılarak yol alır. Lazer ışığında ise demeti oluşturan dalgalar aynı fazdadır ve birbirleri ile uyumlu hareket etmektedirler. Bir başka deyişle ışık dalgalarının tepe ve dip noktaları birbirine eşittir.[16, 18, 19]



Şekil 2.1: Görünür ışık ve lazer ışığı.

Yukarda saydığımız bu özellikler geleneksel enerji kaynaklarıyla tek tek meydana getirilebilir. Fakat tüm üç özelliği bir arada barındıran yalnızca lazer ışığıdır. Bu üç özelliğin meydana gelmesi için uyarılmış salınım gerçekleşmelidir. Normal ışıkta atomlar elektronlarını düzensiz salarken, uyarılmış salınımda fotonlar düzenlidir. Salınım bir kez başladığında elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlar ile çarpışıp onların da foton oluşturmalarına neden olmaktadır.[16, 18, 19]

Lazerin oluşturduğu foton dalgalarını tanımlayan ve etkinliğini belirleyen üç ölçüm mevcuttur; ışığın hızı, genlik (amplitude) ve dalga boyudur (wavelength). Genlik (amplitude) dik ekseninde dalganın tepe noktası ile alt noktası arasındaki yükseklik olarak tanımlanır. Genlik ve lazer ışığının etkinliği doğru orantılıdır. Dalga boyu (wavelength), aynı yatay eksene denk düşen en yakın iki tepe noktası arasındaki uzaklığı ifade eder (Şekil 2.2).



Şekil 2.2: Genlik ve dalga boyunu tanımlayan grafik.

Lazer ışığının hedef dokuda nasıl bir etki oluşturacağını belirlenmesi açısından mikron (μm) ve nanometre (nm) gibi birimler ile ifade edilen dalga boyunun önemi büyüktür. Bir saniyede oluşan toplam dalga sayısı ise 'frekans' olup, dalgaboyu ile ters orantılıdır. Dalga boyu azaldıkça frekans artmaktadır.[16]

2.2.1 Işığın kuvvetlendirilmesi (Amplifikasyon)

Amplifikasyon elektron sinyalinin genliğinin artırılması ile ışığın kuvvetlendirilmesidir. Amplifikasyon lazer cihazının içinde gerçekleşen bir işlem olduğu için lazeri oluşturan yapıların bilinmesi bu olayın daha iyi anlaşılması açısından önemlidir.[16]

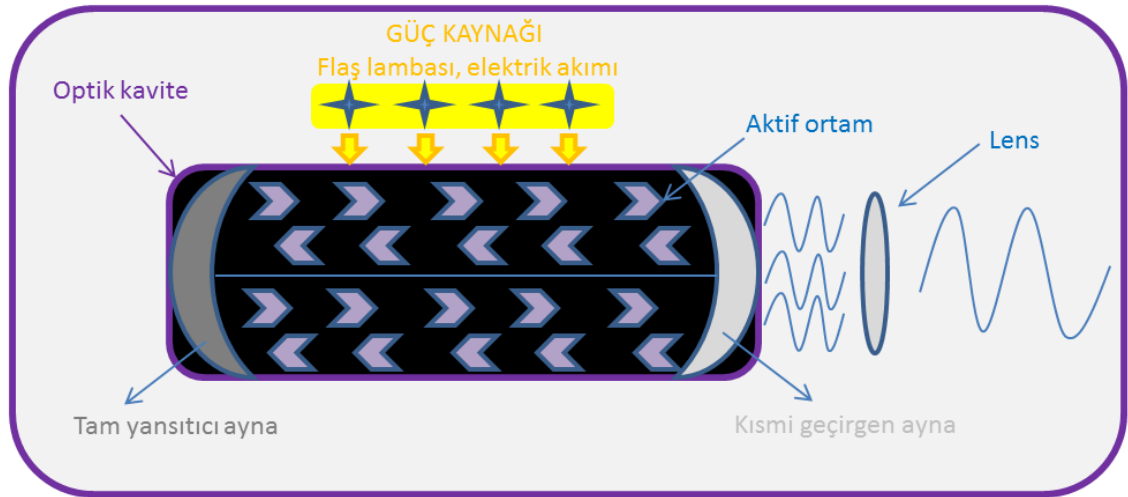
Lazer üç ana kısımdan oluşmaktadır (Şekil 2.3).

Cihazın ortasında optik kavite (lazer kavitesi, rezonasyon tüpü) olarak isimlendirilen kısım bulunmaktadır. Bu boşluk, her iki uçta birbirine paralel aynalardan oluşan ve ışığın gel-git hareketi yapacak şekilde yansıtıldığı kısımdır. Pompalama kaynağından gelen ışığın kuvvetlenmesini sağlar. Aynalardan biri tam yansıtıcıyken diğeri kısmi geçirgen (%1-20 geçirgen) özelliindedir. Aynaların paralellığı ışığın da paralel hareketine imkan sağlarken, bu aynalardan birinin seçici geçirgen olması yeterli enerji düzeyine ulaşmış ışığın optik kaviteden çıkışına izin vermektedir.[17, 22] Optik kavite içerisinde aktif ortam olarak adlandırılan bölümde, moleküller, bileşikler ve elementlerden oluşan aktif madde bulunmaktadır.

Lazerler aktif ortamda bulunan maddeye göre adlandırılırlar. Aktif ortamda sıvı, gaz ya da katı haldeki yarı iletken bir madde bulunabilir. Dişhekimliğinde karbondioksit (CO₂) ve Argon gazları aktif madde olarak kullanılmaktadır. Kullanılan diğer lazerler ise katı hal lazerleri olup; alüminyum, galiyum, indiyum ve arsenid ile ya da garnet kristallerinin değişik kombinasyonları olan alüminyum, yytriyum, scandiyum ve galiyum ile birlikte neodymium, chromium ve erbium'un birkaç tabaka şeklinde kullanılmasıyla çalışır.[16, 17]

Optik kavitenin etrafında aktif ortama enerji aktaran (eksitasyon kaynağı) pompalama kaynağı olarak isimlendirilen bir güç kaynağı bulunmaktadır. Güç kaynağı bir flaş lambası, elektrik bobini ya da diyod lazer olabilmektedir. Aktif ortam içindeki atomlar ancak eksitasyonu sağlayan sabit bir enerji kaynağı varlığında dinlenme halinden uyarılmış konuma geçerler.[16, 22]

Lensler, soğutma sistemi ve diğer kontrol bölümleri, lazerin mekanik yapısını tamamlayan parçalardır. Lensler odaklama amaçlı, soğutma sistemi ise amplifikasyon sırasında oluşan ısının düşürülmesi için gereklidir.[16]



Şekil 2.3: Lazer cihazının temel bileşenleri.

2.2.2 Uyarılmış salınım

Uyarılmış salınım, bir atomun yörüngelerinde bulunan elektronların enerji seviyeleri arasındaki sıçrayışlar olarak ifade edilebilmektedir.[16, 20] Lazer fiziğini ve uyarılmış salınımı anlayabilmek için öncelikle atomun yapısını bilmek gerekmektedir.

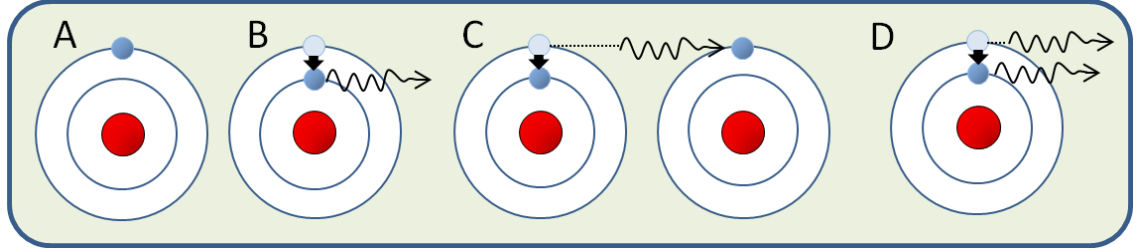
Maddenin en küçük hali atomdur. Her atomun çekirdek kısmında proton ve nötron partikülleri bulunurken, çekirdeğin etrafındaki yörüngelerde dönen negatif yüklü elektronlar bulunmaktadır. Her proton çekirdekten belli uzaklıkta bulunan bir elektronla dengelenmiştir. Elektronlar sahip oldukları enerjilere göre çekirdeğe değişik uzaklıktaki yörüngelerde hareket halindedirler ve atom bir dış etkiye maruz kalmadıkça hareketlerine bu yörüngelerde devam ederler. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları uyarılmamış durum atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve bazal durum (ground state) olarak tanımlanır. Çekirdeğin çekme gücüne en iyi karşı koyabilen elektronlar çekirdeğe en yakın seviyelerde bulunurlar. Bu nedenle herhangi bir dış müdahaleden ilk etkilenenler dış yörüngede olan elektronlardır.[20, 22]

Atomik sisteme dışından enerji verildiğinde en dış yörüngedeki elektron bu enerjiyi kendisine alır ve bir üst yörüngeye çıkar. Bu durumdaki atoma 'uyarılmış atom' denilmektedir. Uyarılmış atom kararsızdır ve kararsız atom eski enerji seviyesine dönme eğilimindedir. Elektronlar spontan olarak yüksek düzeyden eski enerji düzeyli yörüngelerine döndüklerinde, iki seviye arasındaki enerji farkı foton olarak dış ortama aktarılır. Bu olay 'kendiliğinden emisyon' (spontan emisyon) olarak tanımlanmaktadır.

Lazer dışındaki ışık kaynaklarının atomları, uyarılmış konumdan kararlı konuma kendiliğinden geçerler. Bu geçişler atomların değişik seviye çiftleri arasında olduğundan salınan fotonlar aynı frekansta olmazlar. Bunun yanı sıra, kendiliğinden salınım bir olasılık kanununa tabi olduğundan, fotonlar aynı anda değil de birbirlerinden bağımsız olarak düzensiz bir şekilde ve değişik yönlerde saçılırlar.[16, 18, 20, 22]

Einstein'in kuramına göre uyarılmış durumdaki atom daha önce soğurduğu düzeyde enerjiye sahip bir fotonla karşılaşır ve bunu bir uyarı olarak alır. Uyarılmış atom, kendini indükleyen foton ile aynı özelliklere sahip bir foton (aynı enerjide, aynı frekansta, aynı yönde ve aynı fazda) yayınlarken kararlı olduğu enerji seviyesine döner. Buna 'uyarılmış salınım' denilmektedir. Uyarılmış salınımında sonuç olarak iki eş foton açığa çıkar. Bu iki eş foton daha sonra başka iki atoma çarpınca dört eş foton oluşur ve bu şekilde zincirleme olarak devam eden olaylar neticesinde aynı frekansta, aynı fazda, aynı yönde ilerleyen yüksek sayıda foton elde edilmiş olur (Şekil 2.4). Ancak atomların her birinin birer fotonla çarpışması işleminin etkinliğini artırmak

için aktif madde iki aynanın arasına konulur ve oluşan fotonların aynalar arasında gidip gelmeleri sağlanır.[18, 20-22]

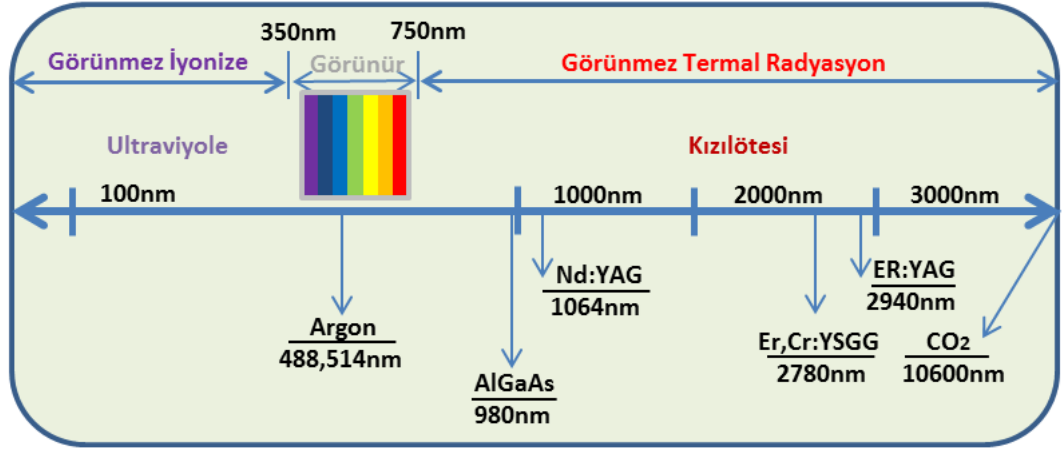


Şekil 2.4: Elektronun yörüngedeki hareketi ve lazer fotonlarının oluşumu; a) Uyarılmış atom b) Spontan emisyon c) Salınan fotonun uyarılmış bir atoma isabet etmesi d) Uyarılmış salınımına bağlı iki fotonun salınımı.

2.2.3 Radyasyon

Radyasyon ya da ışınım, elektromanyetik dalgalar biçimindeki enerji aktarımıdır. Elektromanyetik spektrum dalga boyu 10^{12} olan gama ışınlarından, dalga boyları binlerce metre olabilen radyo dalgaları arasında geniş bir enerji alanından oluşmaktadır. 300 nm'den az olan, çok düşük dalga boyları 'iyonize' olarak adlandırılır.

Frekansı yüksek, dalga boyu kısa radyasyon biyolojik dokularda daha derinlere penetre olur. 300 nm'den daha geniş dalga boyları foton enerjisi kaybına uğramakta, hedef dokunun ısınmasına ve uyarılmasına sebep olmaktadır. Günümüz dişhekimliğinde kullanılan lazer cihazları yaklaşık 500 nm (0,5 μm) ile 10.600 nm (10,6 μm) arasında değişen dalga boylarına sahiptirler (Şekil 2.5). Termal radyasyon yayan bu cihazlar, elektromanyetik spektrumun noniyonize bölümlerinde görünür ya da kızılötesi kısımlarında bulunmaktadır. İyonize ve noniyonize radyasyonu birbirinden ayıran çizgi görünür ışık ve ultraviyolenin sonlandığı birleşim alanında bulunmaktadır.[16]



Şekil 2.5: Elektromanyetik spektrum ve diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları.

2.3 Lazer Salınım Modları

Dental lazerin dışarı verdiği ışık enerjisi süreye göre sürekli ve atımlı olarak ikiye ayrılır. Atımlı lazerler de kendi içinde enerjinin hedef alınan dokuya aktarılmasına göre ikiye ayrılmaktadırlar. Bu sebeple 3 farklı salınım modu bulunmaktadır diyebiliriz.[16]

Sürekli dalga (Continuous wave): Oparötörün ayak pedalına bastığı süre boyunca sabit bir lazer gücünde ışın salınımının devam ettiği modudur.

Aralıklı atımlı dalga (Gated-pulse wave): Bir yanıp bir sönen ışık gibi lazer enerjisinde periyodik değişimlerin olduğu modudur. Devamlı salınım modundaki ışın demetinin önüne açılıp kapanan mekanik bir perde konulması ile bu mod elde edilmektedir.

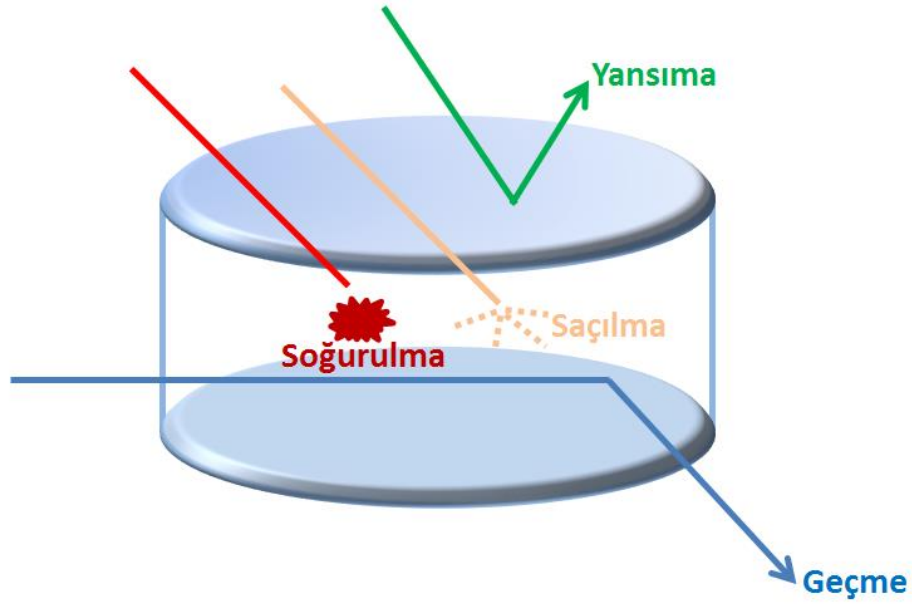
Serbest ilerleyen atımlı dalga (Free-running pulsed wave): Oldukça kısa, yüksek enerjili atımlar ve aralarında uzun bekleme aralıkları olan moddur.[16]

Bilimsel ve medikal amaçlı kullanılan lazer cihazlarının atım süreleri nanosaniyeler (saniyenin milyarda biri) ve pikosaniyeler (saniyenin trilyonda biri) ile ifade edilmektedir. Kısa atım süresi nedeni ile uygulanan lazerin gücü çok yüksek olsa da toplamdaki lazer enerjisi küçük olmaktadır. Ayrıca lazer, atımlı modda kullanılırken hedef dokunun bir sonraki atımdan önce soğumasına izin vermektedir. Sürekli dalga modunda ise kullanıcı lazer salınımını kendisi durdurmalı ve açığa çıkan ısının soğurulması sağlanmalıdır.[16] Dokularda çalışırken uygulama modunun farklı etkilerinden yararlanılmaktadır. Örneğin, dentin ile çalışırken, çok kısa darbeler

(very short pulse-VSP) ile lazer uygulaması, sinir stimülasyonunu önler ve lokal anestezi ihtiyacını ortadan kaldırır. Yumuşak dokularda iyi bir insizyon elde etmek için çok uzun atım aralıkları (very long pulse-VLP) tercih edilir. Yumuşak dokuda çalışırken sürekli dalga modunda düzgün bir kesim elde edilebilir ancak manüpülasyon iyi değildir ve temas süresi uzarsa aşırı ısınmaya bağlı yanma (karbonizasyon) riski oluşur. Bu nedenle CO₂ lazer gibi sürekli modda çalışılan ve dalga boyu yüksek lazerleri kullanırken manüpülasyon hassasiyetinin önemi artmaktadır. Yeni nesil CO₂ lazerlerde, termal hasar riskini azaltmak için 'ultra darbe modu' kullanılmaktadır.[17]

2.4 Lazer Işığının Dokudaki Etkileri

Farklı lazerler aynı doku üzerinde değişik etkiler gösterebilirler.[16] Lazer ışığı hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dokuda dört farklı etki göstermektedir; dokudan geçme, soğurulma, dağılma, yansıma (Şekil 2.6). Dişsel yapılar karmaşık yapıya sahip olduğundan bu dört etkinin tümünü farklı oranlarda görmek mümkün olmaktadır. Doku üzerine düşen bir lazer ışını hem dokunun yüzeyine hem de dokunun derinliklerine yayılmaktadır. Bu ışının ne kadarının dokudan geçeceği (transmisyon) veya doku tarafından soğurulacağı (absorbsiyon), ne oranda ortamda dağılacığı (scattering), ne kadarının yüzeyden yansiyacağı (reflection), dokunun fiziksel ve optik özelliklerine ve ışığın dalga boyuna bağlı olarak değişmektedir.[16]



Şekil 2.6: Lazer ışığının dokudaki dört etkisi.

2.4.1 Absorbsiyon (Soğurulma)

Lazer ışığının ana etkisi hedeflenen dokunun lazer ışığını absorbe etmesi ile ortaya çıkmaktadır. Doku tarafından soğurulan enerjinin miktarı doku kalınlığı, pigmentasyon derecesi, su içeriği, yüzey ıslaklığı gibi doku özelliklerinin yanısıra, lazerin salınım moduna ve dalga boyuna, kontakt ya da non-kontakt çalışılmasına, lazer ışığının doku ile yaptığı açıya da bağlıdır.[23]

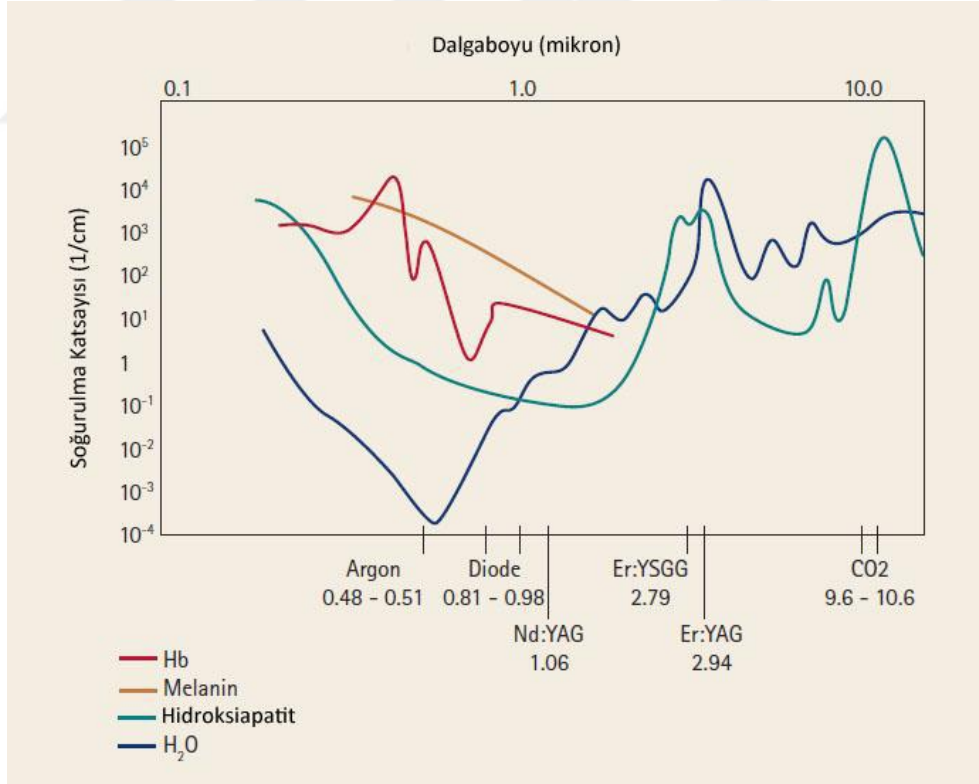
Belirli bir dalga boyuna sahip lazer ışığını soğurma özelliğine sahip doku bileşenleri 'kromofor' olarak adlandırılmaktadır. Ağız doku bileşenleri hemoglobin, melanin ya da diğer renk verici proteinler ile hidroksiapatit ve su gibi kromoforlardan bir ya da birkaçını içermektedir.[16, 23]

Dokuya oksijen taşıyan hemoglobin (Hb) molekülü kırmızı dalga boylarını yansıtarak arter kanına kırmızı rengini vermektedir. Hemoglobin mavi ve yeşil dalga boylarını soğurmaktadır. Daha az hemoglobin içeren venöz kan ise kırmızı ışığı daha fazla soğurduğundan arter kanına göre daha koyu bir renk almaktadır. Deriye rengini veren melanin pigmenti kısa dalga boylarını güçlü bir şekilde soğurmaktadır. Su molekülleri ise değişik dalga boylarında değişik derecelerde absorpsiyon özelliğine sahiptir.[16, 23]

Dışsel yapılar ağırlık olarak değişik miktarlarda su içermektedirler. Azdan çoğa göre su içeren yapılar sıralanacaklarsa, mine (%2-3), dentin, kemik, diştaşı, çürük ve

yumuşak doku (%70) şeklinde bir dizi ortaya çıkar. Dış sert dokularının ana yapısı olan hidroksiapatit dalga boyuna bağlı olarak geniş bir absorpsiyon aralığına sahiptir.[16]

Genellikle kısa dalga boyları (500-1000 nm) pigmente dokular ve kan elemanları tarafından soğurulmaktadır. Argon (488-514 nm) hemoglobin tarafından soğurulur. Diyod (800-980 nm) ve Nd:YAG (1064 nm) lazerler melanine karşı yüksek bir afinite gösterirken hemoglobin ile daha az etkileşime girerler. Daha uzun dalga boyları hidroksiapatit ve su ile daha çok etkileşim içindedirler. Suyun en yüksek absorpsiyon miktarı 3000 nm'nin biraz altındadır ve bu da Er:YAG lazerin dalga boyuna denk gelmektedir. Bu nedenle erbiyum hidroksiapatit tarafından da iyi soğurulur. 10.600 nm'lik CO₂ lazer su tarafından iyi soğurulur ve dış dokularına en büyük afiniteye sahiptir.[17] Özetle hidroksiapatit ve suyun soğurma tepe noktalarının Er, Cr: YSGG, Er:YAG ve CO₂ lazerlerin dalga boyları ile çakışmasından dolayı sert dokularda bu lazer tiplerinin kullanımı tercih edilmektedir (Şekil 2.7).[16, 23]



Şekil 2.7: Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları.[22]

2.4.2 Geçiş-transmisyon (transmission)

Soğurulmanın tersine hedeflenen dokuya hiçbir etkide bulunmadan lazer enerjisinin direkt olarak dokudan geçmesi ve daha derinlere iletilmesidir. Bu etki büyük oranda lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır. Örneğin diyod, argon ve Nd:YAG lazer gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler su molekülleri tarafından soğurulmazlar ve doğrudan transmission ile daha derinlere penetre olurlar. CO₂ ve Erbiyum lazerler ise dokunun sıvı içeriği tarafından kolaylıkla absorbe edildiklerinden komşu dokulara çok daha az enerji geçişi gerçekleşir. Erbiyum lazerler yaklaşık 0,01 mm olan absorpsiyon derinlikleri ile genellikle dokunun üst yüzeylerinde etki göstermektedirler. 800-nm diyod lazerler dokuda 100 mm derinliğe kadar inebilmektedirler.[16, 19]

2.4.3 Yansıma (Reflection)

Lazer ışınının hedeflenen dokuda hiçbir etki yaratmadan yüzeyden yansımını ifade etmektedir (Şekil 2.6). Çürük tanısında kullanılan lazer cihazları farklı derecelerde yıkım gösteren diş dokularından yansıyan ışığı ölçmektedirler. Yansıma paralel olabileceği gibi dağınık da olabilir.[16] Yansımanın gerçekleşmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin, istenilen düzeye ulaşmadığı anlamına gelmektedir. Önemli bir miktarda ışık, lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansımanın istenilmeyen bir hedefe gerçekleşecek olması tehlikeli olabilir (örn: göz). Yansıma miktarı kontakt lazerlerde nonkontakt lazerlere göre daha azdır. Mineden yansıma, dentin ve dişetinen fazladır.[19]

2.4.4 Saçılma (Scattering)

Lazer ışığının doku içinde molekülden moleküle sekerek sıçraması ya da dağılması 'saçılma' olarak isimlendirilmektedir (Şekil 2.6). Saçılma ne kadar az olursa, soğurulma o kadar fazla olur. Lazer ışığının saçılma etkisi oluşacak enerjinin etkisinin zayıflamasına ve buna bağlı olarak biyolojik etkisinin azalmasına ya da etki oluşturamamasına sebep olmaktadır. Lazer ışınının saçılması, cerrahi alana komşu dokulara ısı aktarımına neden olduğundan istenmeyen hasarlara sebep olabilir. Ancak bu özellik ışının daha geniş alanlara dağılımının istendiği adeziv rezinlerin sertleştirilmesi gibi durumlarda avantaj sağlamaktadır.[16, 24]

Belirli bir işlem için en uygun olan lazerin seçiminde hedef dokuda en az yansıma, saçılma ve geçme yapan, en fazla soğurulan dalga boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Su tarafından soğurulan lazer dalga boyları (CO₂, Er:YAG lazerler) yumuşak doku cerrahisi için uygundur ve penetrasyon derinlikleri çok azdır. Benzer şekilde hemoglobin tarafından soğurulanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalga boyları, adeziv rezinler tarafından soğurulurken, hem su hem de hidroksiapatit tarafından soğurulur. Bu sebeple, Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerlerin sert dokuda kullanımları uygundur.[44] Birden çok ortam tarafından soğurulan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik etkiler meydana getirebilmektedir. Buna ek olarak vasküler lezyonlarda derin bir hemostaz istenildiğinde, lazerin bir miktar transmisyon yapması da arzulanan bir özelliktir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur (Er:YAG ve Nd:YAG gibi). Bu cihazlar hekime dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini elde etme imkanı vermektedir.[25]

2.5 Soğurulan Lazer Işıklarının Biyolojik Etkileri

Lazer enerjisi doku tarafından soğurulduğunda oluşan etkiler fotokimyasal, fotomekanik, fotoelektrik ve fototermal olarak sınıflandırılabilir.

2.5.1 Lazerin fotokimyasal etkileri

Lazer ışığının uygulandığı hedef doku üzerinde herhangi bir termal etki olmadan oluşturduğu değişikliklere fotokimyasal etki denir. Lazer ışığı fotokimyasal etki ile kimyasal reaksiyonları (adeziv reçinelerin sertleşmesi gibi) tetikleyebilmekte ya da kimyasal bağları (tümör hücrelerinin yok edilmesinde kullanılan ışığa duyarlı ilaçlara lazer ışıklarının gönderilmesi gibi) çözebilmektedir.[16, 20]

2.5.2 Lazerin fotoelektrik etkileri

Katı bir maddenin özellikle ışık enerjisiyle yüklenen atomlarından elektron yayılmasına fotoelektrik etki ya da fotoemisyon ismi verilir. Klasik elektromanyetik teoriye göre, bu etki ışıktan bir elektrona enerji transferi olarak adlandırılır. Bu etkiler çok kısa süreli ve yüksek enerji yoğunluğuna sahip atımlarla dokuda oluşturulan ve termal olmayan etkilerdir. Fotomekanik etkiler hızlı termal genişleme

sonucunda oluşan fotoablasyonla tanımlanırken, fotoelektriksel etki, elektriksel şarjla doku çıkarılması olarak açıklanır.[22]

2.5.3 Lazerin fototermal etkileri

Fototermal etki yani ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü, lazer enerjisinin diğer bir temel etki mekanizmasıdır. Lazer enerjisinin dokudaki ısı etkisi, sıcaklık yükselmesine ve bu sıcaklık artışının hücre içi/hücreler arası suda oluşturduğu cevaba bağlıdır. Isı artışının dokudaki etkisi çevre dokuların ısıyı dağıtma kabiliyetleri ve çalışılan alanın soğutulması ile de ilişkilidir. Güç yoğunluğu, uygulama süresi ve ayrıca salınım modu gibi lazer parametreleri ısı oluşumunda etkili olmaktadır.[16]

Hipertermi: Dokudaki ısı artışı normal değer üstündedir ancak dokuda herhangi bir yıkım oluşmamıştır.

Protein denatürasyonu: Sıcaklık 60°C'ye ulaştığında proteinler denatüre olmaya başlar ancak alttaki dokuda herhangi bir buharlaşma gözlenmez.

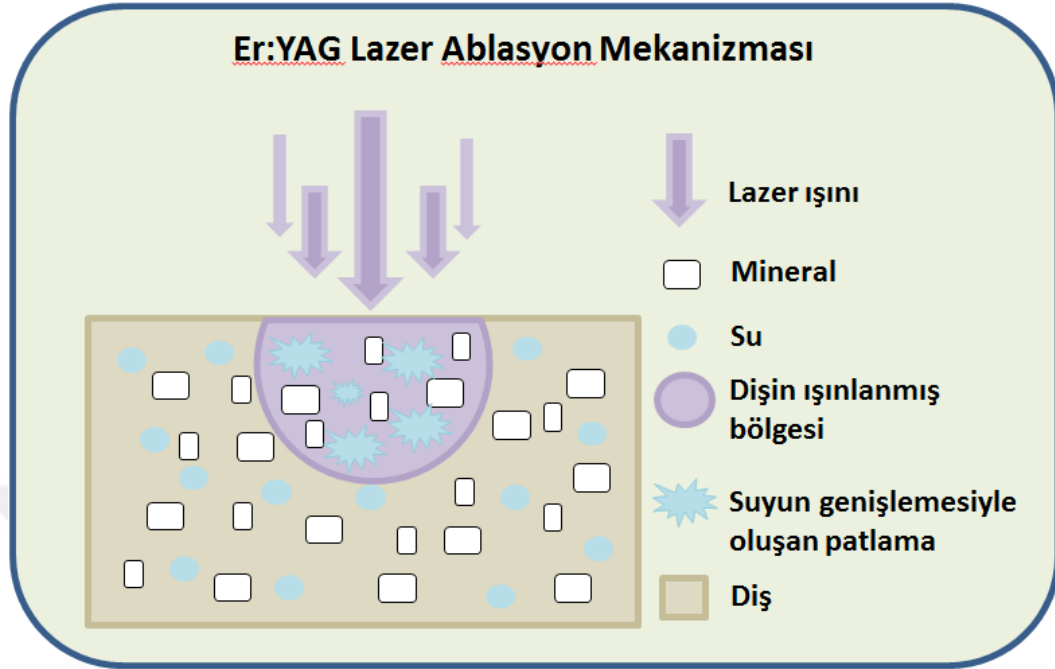
Koagülasyon: Dokuda geri dönüşümü olmayan hasarlar oluşmakta ve sıvı kısmın bir miktar katılaşması gerçekleşmektedir. Bu durum hemostaz mekanizmasında istenilen bir etkidir.

Kaynaşma: Sıcaklık 70-80°C'ye ulaştığında kollajen moleküllerinin sarmal yapısının açılması ve iki tabakanın birbirine yapışması gerçekleşmektedir.

Ablasyon: Hedef dokudaki suyun ısı 100°C'ye ulaşırsa su buharlaşır ve ablasyon olarak adlandırılan durum ortaya çıkar. Yumuşak dokunun su içeriği fazla olduğundan yumuşak doku eksizyonu bu sıcaklıkta gerçekleştirilebilir. Diş dokularındaki apatit kristalleri ve diğer mineraller bu ısıda ablasyona uğramazlar. Ancak yapılarındaki su kaynayarak buharlaşır, genişir ve patlayarak su moleküllerini çevreleyen apatit kristallerinin parçalanması sağlanır.

Diş sert dokularının %92'sini oluşturan hidroksiapatit kristalinin merkezinde bulunan hidroksil iyonu ve interkristalin boşluklarda bulunan su molekülleri, soğurabilecekleri dalga boyuna sahip lazer ışığına maruz kaldıklarında yüklendikleri enerji ile hızla buharlaşmaya çalışırken mikro patlamalar oluşmaktadır. Dokular arası bağları çözen bu patlamalar ile birlikte ablasyon gerçekleşmektedir (Şekil 2.8).

Dental ablasyon, diş yüzeyinden buharlaşma, kopma yoluyla doku kaybı olarak adlandırılmaktadır.[16]



Termal ablasyon günümüzde kullanılan sert doku lazer uygulamalarında temel etki mekanizmasını oluşturmaktadır. Termal ablasyonda lazer enerjisinin uygulandığı doku tarafından soğurulması hedeflenmekte ve belirli bir seviyeye kadar artan ısı ile hedef dokunun uzaklaştırılması sağlanmaktadır.[26] Bu nedenle ablasyonun etkinliğinde ve kalitesinde hem dokuya ait özellikler hem de lazer ışığının özellikleri belirleyici olmaktadır. Dokuya ait özellikler; soğurma katsayısı (α), doku yüzeyinin yansıtıcılığı (R), dokunun absorbe edici bileşenlerinin özgül ısı kapasiteleri (cp), doku içinde ısının iletim kapasitesi (ısıl iletim κ) ve doku içerisindeki suyun dağılım oranları olarak belirtilmektedir. Dokuya ait özelliklerde herhangi bir değişiklik oluşturmak mümkün değilken lazer ışığı ile ilgili özellikler kontrol edilebilmektedir. Tüm bu faktörlere ek olarak uygulama süresi, su soğutması, uygulanan yüzeyde su katmanının kalınlığı ve lazer ışınının dokuya uzaklığı gibi uygulama süreci ile ilgili faktörler de etkili olmaktadır.[16, 26]

Karbonizasyon: Eğer sıcaklık 200°C'ye kadar çıkacak olursa, doku dehidrate olur ve yanar. Yanmanın son ürünü olan karbon, tüm dalga boylarını soğurabilir özelliğindedir. [16]

2.6 Lazer Kullanım Parametreleri

Lazer sistemlerinde uygulama parametreleri biyolojik sonuçları belirlemektedir. Bu parametreler güç yoğunluğu, dalga boyu, enerji yoğunluğu, atım frekansı, atım süresi, spot alanı, uygulama süresi ve lazer demet profili olarak sıralanabilir. Bunlardan herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının sonuçlarını değiştirmektedir. Lazer kullanım parametreleri kullanım amacı ve uygulanması planlanan bölgeye yönelik değişmektedir. Dişeti, sement, dentin ve mine için farklı enerji seviyeleri etkili olmaktadır. Hücreler arası maddenin ve her hücrenin kendine özgü ışık kırma indeksine sahip olması ışığın dokularda farklı yayılımını sağlamaktadır.[16, 20, 27]

2.6.1 Dalga boyu (nm)

Lazer ışığı uzayda hareket eden periyodik enerji dalgaları olarak düşünülebilir. Lazer ışın demetinde birbirini izleyen dalgaların doruk noktaları arasındaki fiziksel uzaklık dalga boyu olarak isimlendirilmektedir.[28]

2.6.2 Güç (W) ve Güç Yoğunluğu (W/cm²)

Lazer gücü lazer tarafından oluşturulan enerji miktarını belirtmektedir. 1 Watt lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 Joule enerjiyi ifade etmektedir.[28]

Güç yoğunluğu (W/cm²) birim alanda bulunan foton yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır. Foton yoğunluğu watt ve cm² cinsinden dairenin alanı kullanılarak ölçülmektedir. Güç yoğunluğunu hesaplayabilmek için ışığın uygulandığı doku üzerinde oluşturduğu daire şeklindeki (spot) alanın bilinmesi gereklidir. Dairenin alanı ise $A = \pi r^2$ ($\pi=3,14$) formülünden hesaplanır (86). Eğer lazerin çıkış gücü 10 W ve spot çapı 1 cm ise; güç yoğunluğu = $10 / 3,14 [(0,5) 1]^2 = 10 / 0,79 = 12,7 \text{ W/cm}^2$ olarak hesaplanır. Güç yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksektir ve kenarlara gidildikçe sıfıra yaklaşır.[20]

Lazer ortamından direk çıkan lazer ışınının çapı geniş olduğundan hedef dokuda etkili olabilecek güç yoğunluğuna erişemez. Bu nedenle ışığın belirli bir dairesel alana odaklanmasını ve böylece gücün artırılmasını sağlamak için bir mercekle kullanılmaktadır. Kullanılan bu mercekler lazer ışınının yönünde ya da doğrultusunda herhangi bir değişiklik yapmazlar yalnızca spot alanını küçülterek güç yoğunluğunu artırırlar.[20]

2.6.3 Enerji (J) ve enerji yoğunluğu (J/cm²)

Çok kısa süreli atımlarda ortalama güç (watt) yerine atım başına düşen enerji miktarını (joule) kullanmak daha pratik olmaktadır. Enerji gerçekleştirilen iş ya da belli bir zaman süresinde uygulanan güçtür. Enerji birimi juldür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir. Birçok atımlı lazer, atım başına 1 J den çok daha az enerji verir. Bu nedenle milijul (mJ) birimi kullanılır.[20, 28]

Güç yoğunluğuna benzeyen enerji yoğunluğu (fluens) birim alandaki enerji miktarı ile ifade edilmektedir. Bir diğer ifade ile enerji yoğunluğu belirli bir zaman sürecinde uygulanan güç yoğunluğudur. Lazerin birçoğunda enerji yoğunluğu mJ/cm² olarak ifade edilir.[20] Lazer kullanıcısı için enerji yoğunluğu çok yararlı bir parametredir. Çünkü lazerin oluşturacağı klinik etkiyi saptamak için spot çapını göz önünde bulundurma gereksinimini ortadan kaldırır. Örneğin, enerji yoğunluğu 60J/cm² tutulursa spot çapının 6 ya da 8 mm olması ile klinik etki aynı olacaktır.[28]

Güç yoğunluğu ve enerji yoğunluğu terimleri genel olarak akım yoğunluğu (flux density) olarak tanımlanıp, bunların yerine doz terimi de kullanılmaktadır.

2.6.4 Frekans (Hz)

Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısı frekans olarak tanımlanmaktadır. Tüm dalga boyları kendine özgü bir frekansa sahiptir. Bir saniyede belli bir noktadan geçen dalgaların sayısına frekans denir. Lazer cihazlarında ise dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğu frekans ile belirtilmektedir. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Örneğin bir saniyede 10 atım, 10 Hz olarak birimlendirilir. Bir dalganın dalga boyu ve frekansı arasında bir ilişki bulunmaktadır. Dalga boyu arttıkça frekans azalır. Kısa dalgalar yüksek bir frekansa, uzun dalgalar ise düşük bir frekansa sahiptir. Frekansın birimi Hertz (Hz) dir. Bir saniyedeki atım sayısı (Pulse per second-Pps) da aynı anlamda kullanılmaktadır. Frekans aralığı geniş olan bir lazer kullanım açısından kolaylık sağlamaktadır.[16, 20, 28]

2.6.5 Atım devam süresi (µs ya da ms)

Bir saniyedeki atım sayısı aralığı, atım süresi ve atım genişliği, lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresini) belirtmede kullanılan eşanlamlı terimlerdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletildiğini belirtmektedirler.[28]

2.6.6 Maksimum atım gücü (W/ μ s)

Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç olarak tanımlanır.[28]

2.6.7 Spot çapı (mm)

Lazer sistemlerde lazer ışınının keskin bir şekilde odaklandığı ve enerjinin en yüksek olduğu spesifik bir daire (spot) çapı vardır. Bu dairesel alana 'odak noktası' adı verilmektedir. Odak noktasının büyüklüğünü ve odak uzaklığını sistemde kullanılan merceğin boyutu ve şekli belirlemektedir. Odak noktasından uzaklaştıkça ışın dağılmaya ve güç yoğunluğu azalmaya başlar. Odak noktası doku yüzeyinde kalıyor ise fokus mod, doku yüzeyine ulaşmadan üst kısımlarda kalıyor ise defokus mod ve odak noktası dokunun derinliklerine düşüyor ise prefokus mod olarak isimlendirilmektedir. Lazer ile çalışılırken, dokudan uzak bir mesafede çalışıldığında defokus bölgesi oluşur ve daha az soğurulma meydana gelir. Dokuda her zaman defokus ya da fokus modda çalışmak gerekmektedir. Prefokus modda çalışma dokuda istenmeyen ısısal etkilere neden olabilmektedir. Her lazerde fokus defokus mod mesafesi farklıdır.[16, 20]

2.7 Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazerler;

1. Lazer aktif maddesine
2. Lazer ışığının hareketine
3. Dalga boyuna
4. Lazer ışığının enerjisine
5. Lazer ışığının uygulanış şekline göre sınıflandırılabilirler.

Lazerler aktif maddelerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;

Katı Lazerler

- Er:YAG (2940 nm)
- Er,Cr:YSGG (2780 nm)
- Ho:YAG (2100 nm)
- Nd:YAG (1064 nm)

- Alexandrite (720–780 nm)
- Ruby (694,3 nm)

Gaz Lazerler

- CO₂ (10600 nm)
- He-Ne (632,8 nm)
- Ar / Krypton (457-528 nm)
- Excimer

Sıvı Lazerler

- Boya (VIS)

Yarı iletkenler

Diyod Lazerler (infrared-IR Lazerler ışığın hareketine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;

- Sürekli ışık verenler (Continuous)
- Atımlı ışık verenler (Pulsed)
- Kesikli ışık verenler (Chopped)

Lazerler ışığın dalga boyuna göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;

- Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm).
- Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm).
- Kıızıl ötesi (infrared-IR) spektrum (700 nm ve üstü).

Lazerler ışığın enerjisine göre dalga boyuna göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;

- Soft lazer (He-Ne, GaAs, GaAlAs)
- Hard lazer (CO₂, Nd:YAG, Argon, Excimer, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG)

Lazerler ışığın uygulanış şekline göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;

- Kontaklı
- Kontaklı olarak sınıflanabilirler.

2.8 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

2.8.1 Argon Lazer

Aktif ortamında argon gazı bulunan ve yüksek akımlı bir elektrik sistemi ile çalışan bu lazer sistemi, ışığı görünür spektrumda bulunan tek cerrahi lazerdir. Diş hekimliğinde biri mavi renkte 488 nm dalga boyunda, diğeri mavi yeşil renkte 515 nm dalga boyunda iki salınım modu kullanılmaktadır. 488 nm dalga boyundaki Argon lazer restoratif adezivlerin polimerizasyonunu başlatıcı ajan olan kamforokinonu aktive edici özelliğe sahiptir. Argon lazer ayrıca aktivasyonu ışıkla olan beyazlatma ajanları ve ölçü maddelerinde de kullanılmaktadır.[16] Lazer ile polimerizasyonda uygulama süresinin halojen ışık kaynaklarına göre %75 oranında azaldığı, polimerizasyonun uygulanan adezivin tüm bölgelerinde aynı anda başlaması, nedeni ile adeziv-restorasyon kenar uyumunun arttığı, adezivin fiziksel özelliklerinin güçlendiği ve postoperatif hassasiyetin azaldığı bildirilmektedir.[29] 514 nm dalga boyundaki argon lazer hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren dokular tarafından yüksek emilim oranına sahip olduğundan mükemmel bir hemostaz sağlamaktadır. Argon lazerler ayrıca çürük teşhisine de yardımcıdırlar. Argon lazerin ışığı diş yüzeyini aydınlattığında çürük bölge turuncu rengi ile sağlıklı dokulardan kolaylıkla ayırt edilebilmektedir. Her iki dalga boyunun da su ve diş sert dokuları tarafından emilimi zayıftır. Mine ve dentin tarafından emiliminin az olması yumuşak doku cerrahisi sırasında diş sert dokularının zarar görmesini engellemesi açısından avantaj sağlamaktadır.[16]

2.8.2 Diyod Lazer

Diyod lazer alüminyum ya da indiyum, galyum ve arsenid gibi yarı iletken kristaller içeren katı bir lazerdir. Diş hekimliğinde 800 nm (aktif ortamında alüminyum bulunan) ve 980 nm (aktif ortamında indiyum bulunan) olmak üzere iki dalga boyu kullanılmaktadır. Lazer enerjisinin iletimi fiberoptik kablolar aracılığı ile sağlanmaktadır. Yumuşak doku cerrahisinde ise koagülasyonun sağlanması için kontaklı çalışılmaktadır. Tüm dalga boylarının pigmente dokular tarafından iyi soğurulması nedeni ile hemostaz sağlamada da kullanılmaktadır. Ancak diyod lazerler argon lazerler kadar hızlı hemostaz sağlayamamaktadır. Diyod lazerlerin diş sert dokuları tarafından emiliminin az olması nedeni ile mine ve dentine zarar vermeden yumuşak dokularda güvenli bir şekilde çalışılabilir. Diyod lazerler

dişhekimliğinde kök kanallarının sterilizasyonunda, periodontal ceplerdeki bakterilerin uzaklaştırılmasında ve dentin hassasiyetinin giderilmesinde kullanılmaktadır. Diyod lazer yumuşak doku cerrahisi için mükemmel olup dişetin ve mukozanın kesilmesinde kullanılmaktadır. Bu lazerlerin en önemli avantajlarından biri boyutlarının küçük ve taşınabilir olmasıdır.[16, 26, 30]

2.8.3 Karbondioksit (CO₂) Lazer

Aktif ortamında CO₂, Nitrojen (N) ve Helyum (He) gaz karışımı bulunan CO₂ lazerin dalga boyu 10600 nm'dir. CO₂ lazerin ışını, uzak kızılötesidir (red-infrared). Birçok lazer cihazında olduğu gibi bu lazer ışınının da görülebilir olması için rehber ışık olarak kırmızı bir ışık veren He-Ne lazeri sisteme katılmıştır. Bu lazer sisteminde en büyük sorun uzun dalga boyuna sahip olması nedeni ile ışının cam fiberlerden geçememesi ve dolayısıyla kısıtlı hareket olanağı veren içi boş dalga klavuzu (hollow wave guide- HWG) sistemleri ile kullanılma zorunluluğu taşımasıdır. Ayrıca dokuyla temas etmeden çalışma gerektirmesi, kullanıcının dokunma hissini ortadan kaldırmaktadır. Dezavantaj olarak kabul edilen temassız çalışma ağız tabanı ve dil gibi hareketli ağız dokularının tedavisinde ise avantaj sağlamaktadır.[16, 31-33]

İnce fiber optik kablolardan geçememesi, dokuyla temas etmeden çalışılması, sert ve parlak yüzeylerden yansiyıp hedeflenmeyen dokularda zararlara neden olabilmemesinden dolayı CO₂ lazerin ağız içi kullanımı sınırlı kalmaktadır. Bu lazerler erbiyum lazerlerden sonra su molekülleri tarafından en iyi absorbe edilen dalga boyuna sahiptir. Dokunun pigmente ya da farklı renkte olması soğurulmada etkili değildir. Yumuşak dokudaki penetrasyon derinliği 0,2-0,3 mm'dir. Bu nedenle oral mukozadan yansımaz, dağılmaz ve derin dokulara kadar ilerleyemez. CO₂ lazer dişhekimliğinde kullanılan tüm lazerler içinde hidroksiapatit tarafından emilimi en yüksek olan dalga boyuna sahiptir. Bu nedenle diş dokusuna komşu yumuşak doku alanlarında çalışırken diş dokularına zarar vermemek için bu alanların metal koruyucular ile örtülmesi gerekmektedir.[16, 24, 32, 33]

CO₂ lazer ile dokuya ortalama 1-3 cm uzaklıktan odaklanarak insizyon ve eksizyon yapılabilmektedir. Bu mesafeyi artırınca yani odak noktasından uzaklaştıkça lazerin kesiciliği kaybolarak koagüle etme ve buharlaştırma etkisi başlamaktadır.[32]

CO₂ lazerler dişhekimliğinde daha çok yumuşak doku cerrahisinde; gingivektomi/gingivoplasti, frenektomi, kuron boyu uzatma ve tümörlerin

çıkartılması işlemlerinde; beyaz lezyonların, vezikülobüllöz lezyonların ve aftöz ülserlerin tedavisinde; implant çevresi yumuşak doku hazırlığında ve periimplantitis tedavisinde kullanılmaktadır.

CO₂ lazerlerin geleneksel yöntemlere göre avantajları ise; operasyon alanında koagülasyonu sağlaması nedeni ile kanamanın olmayışı, kuru ve görülebilir bir ortam sağlaması, dikiş gerektirmemesi, işlem süresinin kısalması, mekanik travmanın olmayışı, postoperatif ağrı, ödem ve skar dokusunun daha az olması, bakteriyemi riskinin azalması ve hasta tarafından daha kabul edilebilir olması olarak sayılabilmektedir.[31, 34] CO₂ lazerin sert dokuda kullanımı pulpada oluşturduğu termal zararlar, dentindeki karbonizasyonlar ve minedeki çatlak ve kırılmalar nedeni ile sınırlı kalmaktadır. CO₂ lazerin atım modlarındaki gelişmelere karşın minede yalnızca pürüzlendirme ve fissür örtücü uygulamalarında kullanılmaktadır. Lazerin mineye uygulanması ile organik matriks yanmakta ve yüzeyde inorganik matriksten zengin (Ca/P oranı yüksek) parlak bir yüzey oluşmaktadır. Ayrıca yüzeydeki hidroksiapatit kristal yapısı trikalsiyum fosfata dönüşmektedir.[32]

2.8.4 Neodymium: YAG Lazer

Nd:YAG lazer neodymium katkılı yitrium, alüminyum, garnet kristallerinden oluşan bir katı hal lazeridir. Flaş lambası ile uyarılır. Dalga boyu 1064 nm'dir. Bu lazer sisteminde de rehber ışık olarak He-Ne lazeri kullanılmaktadır. Nd:YAG lazerin en önemli özellikleri ince fiber optik kablolardan geçebilmesi, kontakt uçlarının olması ve melanin pigmenti içeren koyu renkli dokular ile hemoglobin tarafından yüksek derecede absorbe edilebilmesidir. Bu nedenle uygulanımı sırasında bazen doku yüzeylerine koyu renkli ya da siyah absorban bir madde sürülmektedir. Diğer dokular tarafından emilimi azdır. Koyu ve pigmente dokularda penetrasyon derecesi CO₂ lazere oranla daha fazladır. Buna karşın sudaki absorpsiyon derecesi ise daha azdır. Lazer ışınları yaklaşık %90 oranında su içerisinde herhangi bir değişikliğe uğramadan ilerler. Nd:YAG lazerin dış sert dokuları tarafından emilimi oldukça azdır. Bu da yumuşak doku cerrahisi sırasında komşu sert dokulara zarar vermeden güvenli bir şekilde çalışma olanağı sağlamaktadır. Defokus modda temassız çalışıldığında milimetrelerce derinliklere penetre olabildiğinden hemostazın sağlanmasında ya da pulpanın analjezisinde kullanılabilmektedirler.[16, 24, 32, 35, 36] Lazerin dış dokuları tarafından emiliminin az, penetrasyon derinliğinin fazla

olmasından dolayı pulpada ısıl zararlar oluşturma potansiyeli nedeni ile diş sert dokularında kullanımı sınırlı kalmıştır.[26]

Nd:YAG lazer endodontide kök kanalının sterilizasyonunda, periodontolojide granülasyon dokusunun uzaklaştırılmasında ve dişeti ceplerinin dezenfeksiyonunda, aftöz lezyonların tedavisinde, gingivektomi, gingivoplasti, frenektomi işlemlerinde ve piyojenik granülom ile hemanjiomanın eksizyonel biyopsisinde kullanılabilir. Bu işlemler ağrısız gerçekleşir. Uygulama sırasında ağrı olmamasının nedeni tam bir kesinlik kazanmış değildir. Ancak Nd:YAG lazerin atım süresinin sinir aksiyon potansiyelini başlatmak için gereken süreden daha kısa olması ile ilişkili olabileceği belirtilmektedir. Bir başka açıklama ise Nd:YAG lazerin sinir hücreleri membran permeabilitesini değiştirmesi ya da sodyum pompası mekanizmasını engellemesi ile ilgili olabileceği yönündedir.[37-39]

2.8.5 Holmium: YAG Lazer

Dişhekimliğinde kullanılan Ho:YAG lazer 2100 nm dalga boyunda olup, fiber optik kablolar ile iletilir. Su absorpsiyonu Nd:YAG lazerin yaklaşık 100 katı kadardır. Sert kalsifiye dokularda ablasyon yapabilir ancak yumuşak dokularda hemoglobinin ve diğer doku pigmentlerine karşı aynı etkiyi göstermez.[40]

Ho:YAG lazer oral ve maksillofasiyal cerrahide artroskopik temporomandibular eklem cerrahisi için tercih edilmektedir.[41]

2.8.6 Erbiyum Lazerler (Er:YAG ve Er,Cr YSGG)

Erbium, Kromiyum:YSGG (2780 nm) lazer aktif ortamında erbiyum ve krom ile kaplanmış yitrium, skandiyum, galliyum, garnet kristalleri içeren bir katı hal lazeridir. Erbiyum:YAG (2940 nm) lazer ise aktif ortamında erbiyum ile kaplanmış yitrium, alüminyum, garnet kristalleri içermektedir. Her iki lazer için dalga boyları spektrumun orta kızılaltı (infrared), görünmez ve noniyonize kısmında bulunmaktadır. Er:YAG lazerler HWG, eklemler için su içermeyen cam fiberler ile operasyon alanına iletilirken; Er,Cr:YSGG lazerler yalnızca fiber optik kablolar ile iletilmektedir. Bu iletim sistemlerinin sonunda bir el parçası ya da küçük çaplı cam bir uç bulunmakta ve lazer enerjisini yaklaşık 0,5 µm'lik bir alana iletmektedir. Tüm dental işlemler hava ve su soğutması altında gerçekleştirilmektedir.[16] Erbiyum lazerlerin dalga boyları diş hekimliğinde kullanılan tüm lazerler arasında su

molekülleri tarafından emilimi en fazla olan dalga boylarıdır. Hidroksiapatite afiniteleri de oldukça yüksektir. Lazer enerjisi apatit kristali içinde bulunan hidroksil grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından soğurulur. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı meydana gelir ve mikropatlamlar oluşur.[16, 42] Termomekanik ablasyon olarak isimlendirilen bu işlem ile hedef yüzeyden mekanik ve atravmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır. Gücün artırılması ile ablasyon süreci hızlanır, termal yan etkileri azalır ancak mekanik yan etkilerde artış gözlenir. Er:YAG lazerlerde atımların süresi kısaltıldıkça ablasyon için daha az enerji yoğunluğu gerekmektedir. Er:YAG lazerlerde ablasyon eşiği 100 µs'lik atımlar için 6 J/cm² ile 700 µs'lik atımlar için 10 J/cm² arasında değişmektedir. Bu nedenle Er:YAG lazer dişhekimliğinde kullanılan tüm lazerler arasında sert doku uzaklaştırmada en etkili lazer olarak yerini almaktadır. Er, Cr: YSGG lazer ablasyona 10-14 J/cm²'de başladığından daha fazla enerji yoğunluğu gerektirmektedir.[43]

Erbiyum lazerler sert dokular dışında gingivektomi-gingivoplasti, frenektomi, vestibuloplasti, eksizyonel işlemler, kron boyu uzatma, insizyon/drenaj ve aftöz ülserlerin tedavisi gibi yumuşak doku ile ilgili uygulamalarda da kullanılmaktadırlar. [42]

2.9 Ortodontide Lazer Kullanımı

Ortodontide lazer kullanımı düşük doz lazer ve yüksek doz lazer uygulamaları olmak üzere 2 ye ayrılır.

2.9.1 Düşük doz lazer uygulamaları

Düşük doz lazer uygulamaları 'yumuşak lazer tedavisi (soft laser therapy)' ve biostimülasyon olarak da bilinir. Sağlık alanında düşük doz lazer uygulamaları son otuz yılda literatüre girmiştir. Düşük doz lazer tedavisinin diş hekimliğinde bazı uygulamalar için etkili olduğunu bildiren birçok araştırma vardır. Ancak bu konuda literatür taraması yaparken karşılaşılan problem, çalışmalar arasında doz ve metodoloji farklılıkları olmasıdır. Farklı dalga boylarının kullanılmasının yanı sıra, uygulama süresi ve uygulama sıklığı arasında da farklılık vardır.[44]

1967'de Budapeşte'de Semmelweis Üniversitesi'nde Endre Mester lazerin farelerde kanser oluşumuna neden olup olmadığını test etmek istemiştir. Farelerde kanser

oluşmamıştır ve ilginç olarak tedavi edilen gruptaki farelerin tüyleri diğer gruba göre daha hızlı uzamıştır. Bu 'lazer ile biostimülasyon'un ilk kanıtıdır.[45]

Düşük doz lazer tedavisinin mekanizması karmaşıktır. Temel olarak görünür kırmızı ve yakın-kızılötesi dalga boylarındaki lazerin mitokondri membranındaki fotoreseptörler tarafından absorpsiyonuna dayanmaktadır. Bu mekanizma fotoreseptör teorisi olarak adlandırılmaktadır ve düşük doz lazerin etki mekanizması hakkında en çok kabul gören teoridir.[44] Lazer ışığının solunum zinciri komponentleri tarafından absorbe edilmesi solunum zincirinin kısa süreli aktivasyonuna ve Nikotinamid adenin dinükleotit (NADH) rezervlerinin oksidasyonuna neden olur. Oksidatif fosforilasyonun stimülasyonu mitokondri ve sitoplazma membranının indirgenmiş durumunda değişikliklere yol açar. Elektron transport zinciri hücre yaşamının devamı için gerekli olan ATP miktarında artış sağlar, mitokondri membranının elektriksel potansiyelini, sitoplazmanın alkalizasyonu ve nükleik asit sentezini artırır. Düşük doz lazer tedavisi hücrenin normal fonksiyonlarını stimüle eder.[44]

Lazerin ortodontide fotobiomodülasyon etkileri ile ağrının azaltılması [38, 47, 48], diş hareketinin hızlandırılması [49, 50], maksiller ekspansiyon [51], mandibular büyüme [52], distraksiyon osteogenezi [53], retansiyon ve relaps [54] için klinik uygulamaları bulunmaktadır.[55]

2.9.2 Yüksek doz lazer uygulamaları

2.9.2.1 Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi

Mine pürüzlendirmesinin adeziv retansiyonuna direk etkisi vardır. Kimyasal pürüzlendirme ile istenen mine yüzeyinin elde edilmesi için en etkili yöntemin % 37 konsantrasyona sahip fosforik asit olduğu rapor edilmiştir.[56] Fosforik asitin bazı dezavantajlarından dolayı, alternatif bir pürüzlendirme metodu bulmak için birçok çalışma yapılmıştır. Maleik asit ve poliakrilik asit, asit uygulamasıyla meydana gelen mine kaybını kontrol etmek amacıyla poliakrilikasite alternatif olarak kullanılmıştır. [57, 58] Daha sonra alternatif olarak minenin lazer ile pürüzlendirilmesi düşünülmüştür.

Minenin lazer ile pürüzlendirilmesinde, uygulanan lazerin tipi ve enerjisine bağlı olarak, asitle pürüzlendirmeye benzer 10-20 mikrometre derinliğinde düzensiz ve

pürüzlü bir mine yüzeyi oluşur. Aslında, lazer ile pürüzlendirme sürekli devam eden buharlaşma (vaporizasyon) ve hidroksiapatit matriksin içinde tutulan suda meydana gelen mikropatlamlar sonucu oluşur.[59] Ayrıca minenin ya da dentinin lazer ile pürüzlendirilmesi ile yüzeyde mikroçatlaklar oluşur ve dentin tübülleri açığa çıkar, bu iki durum da iyi bir adezyon için idealdir.[60] Diş sert dokularına lazer uygulaması, kalsiyum-fosfat oranını değiştirir. Daha stabil ve asitle daha az çözünen bir yapı oluşmasını sağlar, minenin çürük ataklarına karşı duyarlılığını azaltır.[61, 62] Diğer yandan, lazer ile pürüzlendirmenin, su ile yıkama ve kurutma gerektirmediği için asit ile pürüzlendirmeye göre daha pratik ve hızlı olduğu rapor edilmiştir.[63] CO₂ [64], Er:YAG [65], Nd:YAG [66] ve Er,Cr:YSGG [67] gibi birçok lazer tipi, ortodontide braketlerin yapıştırılması için mine pürüzlendirilmesi aşamasında kullanılmıştır.

2.9.2.2 Seramik restorasyonların yüzey pürüzlendirmesi

Son yıllarda yetişkin hastaların ortodontik tedaviye olan ilgisinin artmasıyla beraber, braketleri veya retansiyon tellerini porselen yüzeylere yapıştırma gerekliliği doğmuştur.[68] Glaze yapılmış porselen yüzeyine braketlerin yapıştırılması için öncesinde porselene deglaze yapılması [69] gereklidir. Sonra sırasıyla kumlama [68], izolasyon ve birkaç dakika %9,6 hidroflorik asit uygulaması [70] yapılır. Takiben yıkama, kurulama ve bonding ajanının uygulanması gibi çok aşamalı bir prosedür gerekir. Geleneksel asit uygulamasıyla, ortodontik braketlerin porselen yüzeyine yapıştırılmasında yeterli bağlanma kuvveti elde etmek mümkün değildir. Zachrisson ve Buyukyılmaz ((2005)), %9,6 hidroflorikasitin 2 dakika uygulanmasıyla braketlerin yapıştırılması için uygun yüzey değişiklikleri elde edildiğini bildirmiştir. [71]

Yassaei ve ark. porselen yüzeye %9,6 hidroflorik asit, 1,6 W, 2 W ve 3,2 W Er:YAG lazer uygulamasını karşılaştırmış ve 1,6 W Er:YAG grubunda makaslama kuvvetlerine dayanıklılığın diğer gruplara göre daha fazla olduğunu bulmuştur. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu araştırmacılar, braket yapıştırılması için porselen yüzeyi Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin uygun bir metod olabileceği düşünmüşlerdir.[72]

2.9.2.3 Amalgam yüzeylerin pürüzlendirilmesi

Bazı hastalarda posterior dişlerin bukkal yüzeylerinde amalgam restorasyonlar mevcuttur. Zachrisson ve Buyukyılmaz intraoral kumlama gibi yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin, metal bonding adezivleri ve ara rezin tabakası uygulanmasının amalgam yüzeye bağlantısını arttırabileceğini savunmaktadırlar.[73]

Er:YAG lazerin su ile veya susuz uygulanmasıyla amalgam yüzeyinde 100 µm boyutunda ince krater benzeri çizikler meydana geldiği rapor edilmiştir.[74] Oskee ve ark. (2012) 50 µm alüminyum oksit ile kumlama yapılan amalgam yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin bağlanma kuvvetlerinin, hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubuyla karşılaştırıldığında daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Er:YAG lazer uygulanan amalgam yüzeylerde ise bağlanma kuvveti diğer gruplardan belirgin olarak yüksek bulunmuştur.[75]

2.9.2.4 Minenin asit rezistansını arttırmak

Ortodontik tedavi, oral hijyen kötü olduğunda mine demineralizasyonu için bir risk faktörüdür. Beyaz (white spot) lezyonların braketler etrafında uzun süreli plak birikimi sonucu oluştuğu bildirilmiştir.[76] White spot lezyonlar braketlerin yapıştırılmasından itibaren 1 ay içinde braketlerin etrafında görünür hale gelir, ancak çürük oluşumu için genellikle 6 aylık süre gerekmektedir.[77]

Chen ve ark. dekalsifiye minenin asit rezistansını arttırmak için CO₂ lazer, Nd:YAG lazer ve Asidilo Fosfat Florür (APF) uygulamıştır. SEM incelemelerinde dekalsifiye mineye flor ve lazer uygulanmasının minenin asit direncini arttırdığı ve lazer etkilerinin flor tedavisine göre daha iyi olduğu rapor edilmiştir.[78]

Kim ve ark. (2006) Er:YAG uygulanan mine yüzeylerinde, fosforik asit uygulanan mine yüzeylerine göre daha az mineral çözünmesi meydana geldiğini ve Er:YAG lazer uygulanan minenin asit ataklarına karşı daha dirençli olduğunu bildirmiştir.[79]

2.9.2.5 Lehimleme

Lazer lehimleme yapılabilen tek ortodontik tel β-titanyumdur. Paslanmaz çelik tele de lazer lehimleme yapılabilir ancak bağlantı çok kuvvetli değildir. Nikel titanyum tellerde lehimleme veya kaynak yapılması konvansiyonel yöntemlerle mümkün değildir.[80]

Lazer ile lehimleme her tip dental alaşım arasında bağlantı meydana getirebildiği için kullanışlı bir uygulamadır. Lazer özellikle titanyumda iyi bir bağlantı sağlar unk titanyum diğer dental alaşımlara göre daha fazla lazer ışını absorbe eder ve ısı iletkenliği daha azdır.[81, 82] Lazer ile lehimlemenin avantajları; lazer uygulanan bölgenin etrafındaki alana çok az ısı etki etmesi ve geleneksel lehimleme yöntemleri için gerekli olan adezivlere ihtiyaç duyulmaması [83] ve alaşımların erime noktaları farklı olsa bile farklı alaşımlar arasında bağlantı sağlayabilmesidir.[84] Son zamanlarda lazer ile lehimleme braket üretiminde kullanılmaya başlamıştır. Bu teknik pirinç lehim alaşımını kullanımı gerektirmez, korozyon riskini azaltır ve bağlantı bölgesinin kopma riskini azaltarak kabul edilebilir bir mekanik performans sağlar.[85]

2.9.2.6 Minör cerrahi uygulamaları

Lazerin geleneksel bistüri cerrahisi ile karşılaştırıldığında birçok avantajı vardır. Lazer ile bisturiye nazaran daha hassas yumuşak doku eksizyonu elde edilir.[86] Lazer kan damarlarını koagüle eder, lenfleri tıkar ve ablasyon sırasında yarayı sterilize eder. Böylece temiz ve belirgin bir operasyon alanı sağlımış olur.[87] Lazer cerrahisinin primer dezavantajı operasyon ve cihazın bakım maliyetidir.

Gingival hiperplazi tedavisi ve gingival konturların şekillendirilmesi [87, 88], frenektomi [89] ve gömük dişlerin üzerinin açılması [90] gibi geleneksel cerrahi ile karşılaştırıldığında birçok avantajı olan uygulama alanları vardır.

2.9.2.7 Braketlerin geri dönüşümü

Ortodontik tedavi sürecinde, braketlerin pozisyonlarının düzeltilmesi ya da kayıplardan dolayı braketlerin tekrar yapıştırılmaları gerekebilir.[91] Tekrar yapıştırılan braketlerin makaslama kuvvetlerine dayanıklılığını etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar; braket tabanının dizaynı, braket tabanında meydana gelmiş olabilecek mikroskobik zarar, braket tabanında kalan adeziv miktarı ve adeziv artıklarının temizlemek için kullanılan yöntemlerdir.[92, 93], [91, 94] [70, 94-96] Braket tabanındaki adeziv artıklarının temizlemek için sıklıkla kullanılan yöntemler yeşil taş, torch ve kumlama dır.[95] [92-95] Daha önceden braket tabanında kalan adeziv artıklarının temizlemek için kumlama yönteminin kullanıldığı birçok çalışma sonucunda çelişkili sonuçlar rapor edilmiştir. Bazı araştırmacılar braketler yeniden yapıştırıldığında bağlanma kuvvetinin düştüğünü, bazıları bağlanma kuvvetinin

belirgin olarak arttığını ve bir grup araştırmacı ise bağlanma kuvvetinin değişmediğini rapor etmiştir.[93], [95] [96] Metal ortodontik braketlerin tekrar kullanılması için birçok teknik uygulanmıştır. Ancak seramik braketlerin tabanlarının kırılma olmasından dolayı metal braketlere kıyasla braket tabanında hasar meydana gelmesi daha olasıdır.[97] Seramik braketlerin tekrar yapıştırılması için çeşitli yöntemler denenmiştir.[98-101]

Ishida ve ark. Er,Cr:YSGG lazer ile braket tabanındaki adeziv artıkları temizlendikten sonra tekrar yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetlerini değerlendirmiştir. SEM incelemesinde kumlama yapılan grupta braket tabanında adeziv artıkları ve mikrodüzensizlikler görülürken, Er,Cr:YSGG uygulanan grupta braket tabanında adeziv artığına rastlanmamıştır.[95]

Ahrari ve ark. braket tabanındaki adeziv artıklarını karbid taş, alüminyum oksit ile kumlama ve 3,5 W ve 4 W Er,Cr:YSGG lazer uygulamasıyla temizlemiş, bir grupta ise yeni braketler kullanılmıştır. Hem alüminyum oksit ile kumlamanın hem Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının adeziv artıklarını braket tabanından temizlemede etkili olduğu ve bağlanma kuvvetinin yeni braketlerden belirgin olarak daha yüksek olduğu rapor edilmiştir.[102]

Ahrari ve ark. (2013) 3,5 W ve 4 W Er,Cr:YSGG lazer kullandıkları bir başka çalışmada Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının braketlerin tabanındaki adeziv artıklarının temizlenmesi için uygun olduğu gözlemlemiştir.[97]

2.9.2.8 Lazerle sökülme işlemi

Seramik braketlerin daha az görünür ve daha estetik olmaları, birçok hasta için tercih sebebi olmuştur. Ancak seramik braketlerin, düşük kırılma dayanıklılığı ve metal ark teli ile slot arasında sürtünme direncinin fazla olması gibi bir takım dezavantajları vardır.[1, 72] Seramik braketlerin en büyük dezavantajlarından biri, braketleri sökerken minede hasar meydana gelmesidir.[3] Mine hasarı meydana gelmesi estetiği kötü yönde etkiler, restoratif tedaviye ihtiyaç oluşabilir hatta dişin uzun dönemdeki prognozu olumsuz etkilenebilir. Braketi mineden ayırmak için gereken kuvvet, minenin ya da braketin bağlanma kuvvetini aştığında, braketin ya da minede kırık meydana gelebilir. Bu nedenle braketi sökmek için gereken kuvvet ihtiyacını düşüren bir debonding tekniği mine kırığı riskini de azaltır.[4] Seramik braketlerin diğer bir dezavantajı da sökülme esnasında braketlerin kırılmasıdır. Seramik braketler,

metal braketlerle karşılaştırıldıklarında esnekliklerinin az, elastik moduluslarının yüksek olmasından dolayı kırılğan bir yapı gösterirler bu nedenle deforme edilmeleri zordur.[4] Debonding sırasında braket parçaları etrafa sıçrar ve hasta tarafından aspire edilebilir. Bu durum pozisyonu değiştirilmek istendiğinde aynı braketin kullanılamamasına neden olur. Seramik braketlerin sökümü için özel pensler [103], ultrasonik aletlerin kullanımı [104], braketleri elmas frezle diş yüzeyinden kaldırma [105] gibi birçok metod önerilmiştir. Bonding adezivini çözen elektrotermal cihazlar [6] ve lazer [106] uygulaması gibi alternatif metodlar da önerilmiştir. Lazerin kullanımıyla mine kırıkları, braketlerin parçalanması ve braketleri sökerken meydana gelen ağrı gibi problemlerin önüne geçilebilir. Ayrıca lazerin, söküm için uygulanması gereken kuvveti azaltma ve söküm için gerekli süreyi kısaltması gibi avantajları da vardır.[106] Lazer enerjisi adezivleri üç şekilde çözer: termal etkiyle yumuşama, termal ablasyon ve fotoablasyon. Termal yumuşama lazer etkisiyle bonding ajanı yumuşayana kadar ısındığında meydana gelir. Bu etki klinik olarak braketin diş yüzeyinden kaymasıyla sonuçlanır. Termal ablasyon, termal yumuşamayla debonding meydana gelmeden önce hızlı bir şekilde resin ısısının yükselmesiyle olur. Fotoablasyon yüksek enerjili lazer ile adeziv atomları arasındaki bağlantının kopma enerjisinden daha yüksek seviyeye çıkmasıyla meydana gelir. Termal yumuşama diğerlerine göre yavaş bir süreçtir. Bu nedenle diş ve braketin ısının oldukça yükselmesine neden olabilir. Termal ablasyon ve fotoablasyon daha hızlı bir şekilde meydana gelir. Çok az miktarda ısı difüzyonu olur ve böylece braket ve dişin ısısı fizyolojik sınırlar içinde kalır.[106]

Seramik braketlerin debonding işleminde lazerlerin verimliliğini değerlendirmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Farklı veya benzer enerjilerdeki dalga boyu türleri [107-114], farklı çalışma modları [115, 116], farklı braket türleri [107, 109, 110, 112] ve farklı adeziv bondingler [114, 117], stres uygulamalı olsun olmasın incelenmiştir.[109, 114] (Tablo 2.1)

Tablo 2.1: Seramik braketlerin lazer ile sökölmesini inceleyen alışmalar.

Yıl	Araşırmacılar	Lazer Sistemi
(1992)	Strobl ve ark.	CO ₂ (10600 nm) Nd:YAG (1064 nm)
(1993)	Tocchio ve ark.	KrF (248 nm) XeCl (308 nm) Nd:YAG (1064 nm)
(1995)	Obata ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
(1995)	Mimur ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
(1996)	Rickabaugh ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
(1997)	Ma ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
(1999)	Abdul Kader ve İbrahim	CO ₂ (10600 nm) Nd:YAG (1064 nm)
(2005)	Hayakawa	Nd:YAG (1064 nm)
(2008)	Dostalovaa	Tm: YAP (1980nm) GaAlAs(808nm) Nd:YAG (1064nm)
(2010)	Sarp ve ark.	Ytterbium Fiber Lazer (1070nm)
(2010)	J. Feldon ve ark.	Diyot Lazer
(2010)	Öztoprak ve ark.	Er:YAG
(2013)	Almohoiimed ve ark.	Diyot Lazer (980 nm)
(2014)	Macri ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
(2014)	Mundethu ve ark.	Er:YAG
(2015)	Saito ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
(2016)	Alakuş Sabuncuoğlu ve ark.	Er:YAG

Strobl ve ark. CO₂ ve Nd:YAG lazer kullanarak, monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin mine yüzeyinden kopması için gereken kuvvetleri karşılaştırmışlardır.[112] Mine yüzeyi ve braket arasındaki bağı kırmak için 1 mm/sn hızda tork kuvveti uygulamışlardır. İki lazer grubunda da lazer 2 saniye uygulandıktan sonra çekme işlemi gerçekleştirilmiştir. CO₂ lazerin 14 W gücünde 2 saniye uygulanması sonucunda polikristalin braketin yüzeyden sökölmesi için gereken ortalama kuvvet düşmüş ve brakette herhangi bir zarar görölmemiştir.[112]

Tocchio ve ark. kullandıkları farklı dalga boylarındaki lazerler ile monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin mine yüzeyinden sökölmesini değerlendirmişlerdir. [116] Lazer işını 3 ve 33 W/cm² arasındaki güç yoğunluğunda braketlerin ön yüzeyinin tam ortasına dik şekilde uygulanmıştır. Güç yoğunluğu 32,6 W/cm² olduğunda polikristalin seramik braketlerin hepsi sökölümüş, monokristalin braketlerin ise % 60'ı sökölümüştür. Ayrıca yaptıkları çalışmada braketin mine yüzeyinden kopma süresini ölçümüşler ve her biri arasında buldukları farkın anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Polikristalin braketler için kopma zamanları 248 nm

ışımada 3,1 sn, 308 nm ışımda 4,8sn ve 1060 nm için ise 23,7 sn olarak ölçülmüştür.[116]

Hayakawa ve ark. Nd:YAG lazer ile yaptıkları çalışmada ortodontik seramik braketlerin sökümü için en etkili metodu belirlemeyi amaçlamışlardır.[118] Çalışmada monokristalin ve polikristalin seramik braketleri 4-META MMA ve Bis-2-3 GMA tipindeki iki adeziv rezin ile sığır dişlerine yapıştırmışlardır. Nd:YAG lazeri 1 J, 2 J ve 3 J olarak 3 farklı enerji seviyelerinde kullanmışlardır. Bütün enerji seviyelerinde bağ kuvvetini ve mine yüzeyindeki ısıl etkilerini değerlendirmişlerdir. 1,2 ms sürelerinde darbeli atım modunda her bir brakete tek bir atım uygulanmıştır. Bütün numunelerin bağ kuvvetleri test cihazıyla ölçülmüş ve çekme hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Lazerin pulpa duvarındaki ısıl etkileri indirekt olarak ölçülmüştür. 2 J ve 3 J lazer uygulanmış gruptaki bağlanma kuvveti kontrol grubuyla karşılaştırıldığında daha düşük çıkmıştır. Ancak 1 J'de herhangi bir farklılık gözlenmemiştir. 3 J grubundaki braketlerin bağlanma dayanımı arasında önemli bir farklılık gözlemlenmemesine rağmen, 2 J enerji uygulanmış grupta monokristalin braket polikristalin brakete göre anlamlı olarak daha düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu tespit edilmiştir. Farklı adeziv materyalleri arasında lazere cevapta önemli bir farklılık gözlemlenmemiştir. 2 J ve 3 J enerji seviyelerinde braket tabanında oyuklar, siyah tortular ve kalan adeziv materyalinde fazla miktarda karbonizasyon görülmüştür. Ayrıca rezin üzerinde yüzeysel karbonizasyon görülmüştür. 4-META MMA kullanılan gruptaki karbonizasyonun diğer gruplara göre daha derin olduğu bulunmuştur. Pulpa duvarındaki maksimum sıcaklık artışı 5,1 °C olarak ölçülmüştür. Sonuç olarak Nd:YAG lazer için 2 J enerji seviyesi, braket sökme işlemi için en etkili enerji seviyesi olduğu rapor edilmiştir.[118]

Sarp ve ark. yaptıkları çalışmada sığır kesici dişlerine polikristalin seramik braketleri, kimyasal sertleşen Bis-GMA adeziv rezin ile yapıştırmışlar. İki farklı modda (sürekli mod (CW) ve modülasyon modunda) 1070 nm dalga boyundaki Ytterbiyum Fiber lazer numunelere farklı güç seviyelerinde uygulanmıştır. Çekme kuvveti evrensel test cihazıyla kaydedilmiştir. Pulpadaki sıcaklık artışını gözlemleyebilmek için ise ısıl çiftler kullanılmıştır. Sonuç olarak bütün gruplarda polikristalin seramik braketleri sökmek için gereken kuvvet azaltılmıştır. Mine yüzeyleri ve braket tabanları gözlemlendiği zaman adeziv rezinin neredeyse çoğunun (%79,27) mine yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Minede herhangi bir mekanik hasar

gözlemlenmemiştir. Bu çalışma lazer modunun, dalga boyu ve çıkış gücü kadar önemli olduğunu ortaya koymuştur.[110]

Seramik braket tipleri

Seramik braketler alüminyum oksit kristallerinden (Al_2O_3) meydana geldikleri için metal ve plastik braketlerden estetik açıdan daha üstündürler. Üretim aşamasında uygulanan tekniğe ve atomik yapılarına göre seramik braketler monokristalin (safir) veya polikristalin yapıda olabilirler.

Polikristalin seramik braketler

Polikristalin braketler alüminyum oksit partiküllerinin sinterlenmesi ya da eritilerek birleştirilmesi yöntemi ile elde edilir. Elde edilen seramik kütlesi braket haline getirilmek için elmas kesici araçlar ile işlenir ve yüzey düzensizliklerini uzaklaştırmak için ısıtılma tabii tutulur.[119] (Şekil 2.9)



Şekil 2.9: Polikristalin yapıdaki seramik braket örneği (Damon Clear[®]; Ormco Corp, Portland, CA, ABD).

Monokristalin seramik braketler

Monokristalin braketlerde alüminyum oksit partikülleri önce ısıtılıp eritilir ve sonra yavaşça soğutulularak kristalizasyonun eksiksiz olarak tamamlanması sağlanır. Bu yöntem üretm açısından pahalı ve ileri teknolojik donanım gerektirmektedir.[119] (Şekil 2.10)



Şekil 2.10: Monokristalin yapıdaki seramik braket örneği (Perfect Clear®; Hubit Corp, Sapphire Bracket, Kore).

Yapılan çalışmalarda braketin yapısı, morfolojik faktörler ve braket kompozisyonunun doğrudan ışık iletimi önemli ölçüde etkilediği test edilmiş ve monokristalin braketlerin polikristal seramik braketlere göre ışık geçirgenliğinin daha fazla olduğu bulunmuştur. Nd:YAG lazer dalga boyu 1064 nm olarak ayarlandığında, polikristal ve monokristal braketler için lazer ışığının iletiminin sırasıyla % $83,4 \pm 2,5$ ve $92 \pm 2,5$ olduğu rapor edilmiştir. 350-400 μm 'lik bir yapıştırıcı tabaka kalınlığı için, absorpsiyon % 18 ± 3 olarak bulunmuştur ve gelen ışığın % 69-75 mine yüzeyine ulaştığı belirtilmiştir.[120]

Guthnect ve ark.'nın Er:YAG lazerin 2,94 μm dalga boyu için polikristal seramik braketin iletilirliğini araştırdıkları çalışmada, iletim yaklaşık % 85 olarak ölçülmüştür. Saçılma kayıpları ihmal edildiğinde lazer enerjisinin (600 mJ) yaklaşık % 85'inin yani 510 mJ enerjinin yapıştırıcı adhesiv ile etkileşime girdiği kabul edilmiştir.[120]

Adezivlerde su absorpsiyonu

Adezivler zamanla su absorbe eder. Birçok çalışmada, kısa sürede polimerize olan adeziv rezinlerin çözünürlük ve su absorpsiyonu değerleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.[9-12] Suyun rezin tarafından tutulması, matriks ve doldurucu arasındaki bağlanmanın bozulmasında, matriksin plastizasyonunda, adezivin aşınma direnci ve çekme dayanıklılığının azalmasında direk etkilidir.[13, 14] Fotonlarla uyarılan termodinamik ablasyonda, eğer suda absorbe olan dalga boyunda bir lazer

kullanılıyorsa su enerjiyi emer, buharlaşır ve hızlı bir şekilde genişler. Sonuç olarak genişleyen su buharı braket ve adeziv ara yüzeyinde basınca neden olur. Bu basınç dolayısıyla braketin dışına itilir.[15]

2.10 Mikro -Tomografi

Mikro-tomografi genel yapı olarak bilgisayarlı tomografiye benzemektedir. Mikro-tomografi cihazının ana parçaları X-ışını tüpü, üzerine sabitlenen örneği belli aralıklar ile çeviren bilgisayar kontrollü bir adım motoru, ortamdaki X-ışınını kamera sensörü üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, üzerine düşen X-ışınlarını görüntü verisine çeviren bir CCD kamera, görüntü toplayıcısı ve tüm bunları kontrol eden bir bilgisayardan oluşmaktadır.

Çözünürlüğün artırılmasını sağlamak için kesitsel kalınlığı mikrometre cinsinden ifade edilen mikrotomografi cihazları geliştirilmiştir. Mikro-tomografi tarayıcılar 5-50 µm kalınlıkta kesit alarak yüksek çözünürlüklü taramaları olanaklı kılmaktadır. Örnekler cihaz içinde sabitlenir ve sonra sabit bir x-ışını kaynağı ile dikey döner eksen üzerinde taranır. Mikrotomografiden elde edilen verilerden çeşitli bilgisayar programları aracılığıyla ilgilenilen yapıları daha iyi gösteren üç boyutlu görüntüler oluşturulabilir. Bu işlem yeniden yapılandırma anlamına gelen '3D rekonstrüksiyon' olarak adlandırılır.

Mikro BT ile tarama sonrası, çalışmaların analizi Skyscan CT-Analizörü ile yürütülmektedir. CT-Analiz kantitatif parametreleri üretmek için gerekli bir uygulamadır ve Skyscan Mikro Ct ve CTAn araçları tarafından taranan veri kümelerinden görüntüler oluşturularak elde edilen gerçek zamanlı hacim modelini monitorize etmeyi sağlamaktadır.

Değinen bu bilgiler ışığında su absorbe etmiş ve etmemiş adeziv kompozitler arasında lazere cevabın farklı olacağı hipotezi varsayılmıştır. Ayrıca, klinik açıdan yanlış konumlandırılmış braketin su absorbe etmeden sökmek gerektiğinde adezivin lazere cevabı ile tedavi sonunda su absorbe etmiş braketin sökümü için adezivin lazere cevabının farklı olacağı düşünülmüştür. Bu çalışmanın amacı seramik braketlerin lazer ile debonding işlemi sırasında su absorbe etmiş ve etmemiş farklı adezivlerde meydana gelen madde kayıplarının mikro-tomografi ile incelenmesidir. Lazer ile debonding işleminin daha efektif yapılabilmesi için porselen braket

bondinginde kullanılacak en uygun adezivin belirlenmesi klinik açıdan faydalı olacaktır.

Lazer ile debonding işleminden sağlanabilecek bir başka klinik yarar ise seramik braketin tekrar kullanılabilir olmasıdır. Litaratürde seramik braketlerin su absorbe etmiş ve etmemiş adezivlerle sökümüne dair yapılan ilk çalışma olması ile çalışmamız öncü niteliği taşımaktadır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Örnek sayısı Gpower 3.1.0 (Franz Faul, Christian-Albrechts-Universität, Kiel, Germany) programı ile testin gücü % 80 olacak şekilde Tak ve ark.'nın yayınladığı benzer çalışmaya temel alınarak her grupta 10 örnek olacak şekilde hesaplanmıştır. [121]

Çalışmamızda termal siklusa girmeyen [Adeziv Disk (Ad)] ve termal siklus ile yaşlandırılan [Adeziv Disk Termal Siklus (AdTs)] 2 ana grup oluşturuldu. Piyasada yaygın olarak kullanılan olan beş farklı adeziv kompozit çalışmaya dahil edilmiştir; Transbond XT Light Cure Adesive Paste (3M Unitek, Monrovia, ABD), Opal® Bond MV (Ultradent, South Jordan, ABD), Light Bond™ (Reliance Ortho Prod. Itasca, ABD) ve Blugloo™ Two-Way Color Change Adhesive (Ormco California, ABD) ve Resilience® Adhesive (Ortho Tecnoogy, Florida, ABD).

Kullanılan 5 farklı marka adeziv için iki ana grupta 5'er adet alt grup hazırlandı. Her alt grup için 10'ar disk olmak üzere toplamda 100 adet disk hazırlandı (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Çalışma grupları ve örnek sayıları.

Adeziv markası	Termal Siklusa Girmeyen Grup	Termal Siklus İle Yaşlandırılan Grup
Blugloo	A _d Blugloo (n=10)	A _d T _s Blugloo (n=10)
Opal	A _d Opal (n=10)	A _d T _s Opal (n=10)
Reliance	A _d Reliance (n=10)	A _d T _s Reliance (n=10)
Transbond	A _d Transbond (n=10)	A _d T _s Transbond (n=10)
Ortho Tec. Resilience	A _d Ortho Tec. R. (n=10)	A _d T _s Ortho Tec. R. (n=10)

3.1 Kullanılan Adezivlerin Kimyasal İçeriği

Çalışmada kullanılan Transbond XT Light Cure Adesive Paste (3M Unitek, Monrovia, ABD), Opal® Bond MV (Ultradent, South Jordan, ABD), Light Bond™ (Reliance Ortho Prod. Itasca, ABD) ve Blugloo™ Two-Way Color Change Adhesive

(Ormco California, ABD) ve Resilience® Adhesive (Ortho Tecnology, Florida, ABD)'e dair kimyasal içerikler Tablo 3.2, 3.3, 3.4, 3.5 ve 3.6'da belirtilmiştir.

Tablo 3.2: Transbond™XT Light Cure Adesive Paste içerik.

<i>Transbond XT™ Light Cure Adhesive Paste 3M Unitek Monrovia ABD</i>		
İçeriklerin kimyasal adı	Ürün tanımlama kodu (C.A.S. No.)	Konsantrasyon Yüzdesi (% by Wt)
Silanlanmış kuvars	100402-78-6	70 - 80 Ticari sır
Bisfenol A glikol dimetakrilat	1565-94-2	10 - 20 Ticari Sır
Bisfenol A bis dimetakrilat	24448-20-2	5 - 10 Ticari Sır
Silanlanmış silika	68611-44-9	< 2 Ticari Sır
Difeniyodonyum heksaflorofosfat	58109-40-3	< 0.02 Ticari Sır

Tablo 3.3: Opal® Bond MV içerik.

<i>Opal® Bond MV South Jordan, ABD</i>		
İçeriklerin kimyasal adı	Ürün tanımlama kodu (C.A.S. No.)	Konsantrasyon Yüzdesi (% by Wt)
Bisfenol A glikol dimetakrilat (BİS GMA)	1565-94-2	< 20
Etoksilatbisfenoldimetakrilat	41637-38-1	< 10
Trietilen Glikol Dimetakrilat	109-16-0	< 5
Aluminyum oksit	1344-28-1	< 10

Tablo 3.4: Light Bond™ Reliance içerik.

<i>Light Bond Reliance Ortho Prod. Inc. Itasca, ABD</i>		
İçeriklerin kimyasal adı	Ürün tanımlama kodu (C.A.S. No.)	Konsantrasyon Yüzdesi (% by Wt)
Trietilen Glikol Dimetakrilat	109-16-0	30-50
Urethane Dimethacrylate	72869-86-4	10-30
Bisfenol A Glikol Dimetakrilat	1565-94-2	10-30

Tablo 3.5: Blugloo™ Two-Way Color Change Adhesive içerik.

Blugloo™ Two-Way Color Change Adhesive Ormco Corp. California, ABD

İçeriklerin kimyasal adı	Ürün tanımlama kodu (C.A.S. No.)	Konsantrasyon Yüzdesi (% by Wt)
Etoksilatbisfenoldimetakrilat	41637-38-1	5-10
3-epoksipropil metakrilat	106-91-2	1-5
Propil Dynetrimetanol, akrilik asit ile etoksillenmiş esterler	28961-43-5	1-5
3-trimetoksisilipropil metakrilat	2530-85-0	1-5
7,9,9-trimetil-4,13-diokso-3,14-dioksa-5,12-diazaheksadekan-1,16-diyl bismetakrilat	72869-86-4	1-5

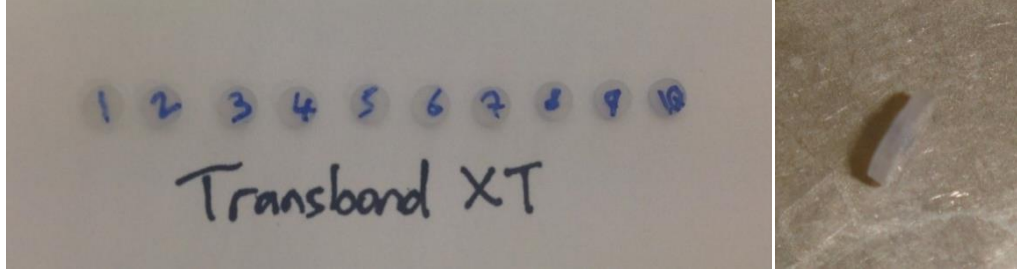
Tablo 3.6: Resilience® Adhesive içerik.

Resilience Adhesive Ortho Tecnology Florida, ABD

İçeriklerin kimyasal adı	Ürün tanımlama kodu (C.A.S. No.)	Konsantrasyon Yüzdesi (% by Wt)
Ticari Sır	Kullanılamaz (NA)	65-50%
Kristal Silika	14464-46-1	35-50%

3.2 Örneklerin Hazırlanması

Test edilecek kompozit numune diskleri 0,5 mm kalınlığında ve 3 mm çapında olacak şekilde hazırlanmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Bir grup için hazırlanan 10 örnek adeziv disk.

Örnekleri hazırlamak için, 0,5 mm'lik bir kalınlıkta Teflon levhaya 3 mm çapında bir delik açılmıştır. Hazırlanan delik adeziv ile doldurulmuş ve teflon levha 1 mm kalınlığında cam plakalar arasında sıkıştırılmıştır. Bu sayede oksijen inhibisyon alanı oluşturulmuş ve ışık cihazının cam plakalara teması ile ışınlama mesafesi standart hale getirilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Örneklerin hazırlanması.

Işın cihazı olarak LED (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) kullanılmıştır. Valo cihazında Standart (1.000 mW/cm²), Yüksek Güç (3.200 mW/cm²) ve Xtra güç (3.200 mW/cm²) olmak üzere üç polimerizasyon modu mevcuttur. Üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde Xtra güç polimerizasyon modunda ışık uygulanmıştır (Şekil 3.3-3.4).



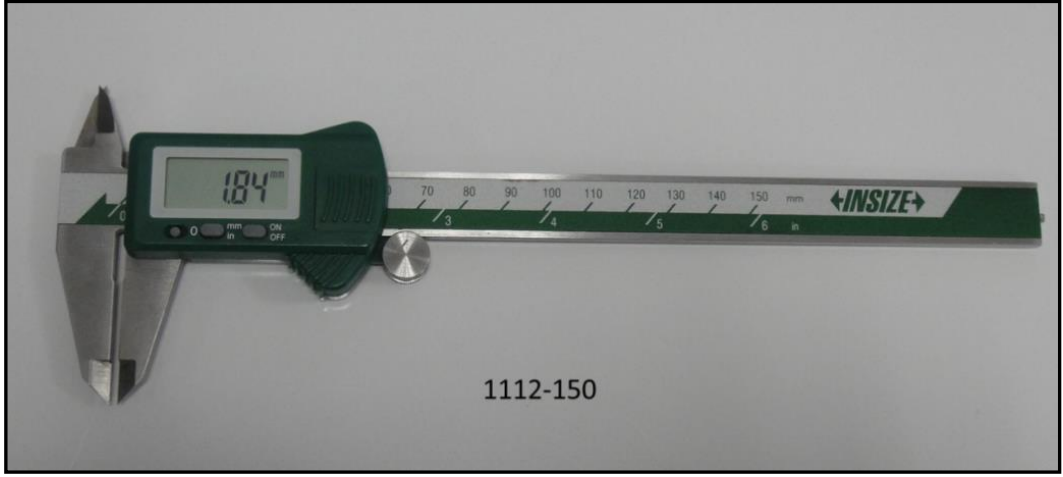
Şekil 3.3: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı (VALO, Ultra Dent. South Jordan, ABD)

VALO ORTHO		VALO ORTHO-CORDLESS		
SUGGESTED CURING TIMES		STANDARD	XTRA POWER	XTRA POWER QUADRANT
POWER (mW/cm²)		1200*	3200*	3200*
POWER BUTTON				
TIMING INTERVAL LIGHTS		5 sec. 10 sec. 15 sec. 20 sec.	1 sec. 2 sec. 3 sec.	3 sec.
MODE/STATUS LIGHT				5 consecutive bursts at 3 seconds each
TIME/MODE CHANGE BUTTON				
METAL & CERAMIC BRACKETS (CURE TIME PER BRACKET)		1 X 10 SECONDS	2 X 3 SECONDS	2 X 3 SECONDS
RESTORATIVE CURING (2MM INCREMENTS)				
PER LAYER		1 X 10 SECONDS	1 X 3 SECONDS	—
FINAL CURE		1 X 20 SECONDS	2 X 3 SECONDS	—

VALO on Xtra Power setting demonstrates that one 3-second exposure directly over the labial face of the bracket, followed later by a second exposure, for a total of 6 seconds, is all that is required.

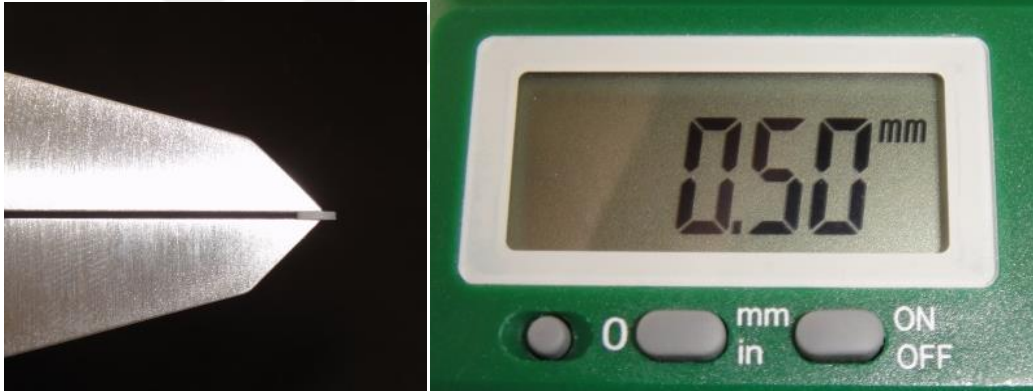
Şekil 3.4: Üretici firmanın VALO kullanım süresi talimatları.

Işık ucu cam yüzey ile temas halinde, üstten ve alttan 3 saniye boyunca ışık uygulanmıştır. Son olarak, örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Electronic Caliper 0-150mm INSIZE 1112-150 Georgia, ABD) kullanarak ölçülmüş ve daha fazla ışığa maruz kalmalarını önlemek için ışık geçirmez kutu içinde muhafaza edilmiştir(Şekil 3.5-3.6).



Code	Range	Accuracy	L	a	b	c	d
1112-150	0-150mm/0-6"	$\pm 0.03\text{mm}$	236	21	16	16	40
1112-200	0-200mm/0-8"	$\pm 0.03\text{mm}$	286	24	19	16	50
1112-300	0-300mm/0-12"	$\pm 0.03\text{mm}$	400	25	20.5	17	60

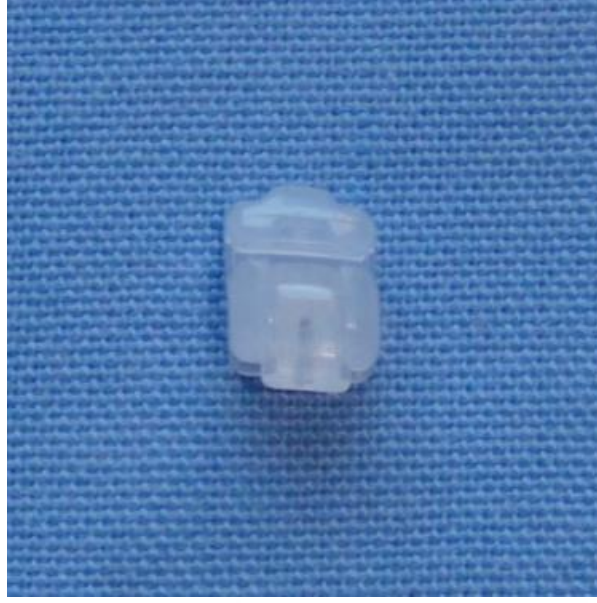
Şekil 3.5: Dijital kumpas (Electronic Caliper 0-150mm Insize 1112-150 Georgia, ABD)



Şekil 3.6: Örneklerin kalınlığının digital kumpas ile ölçümü.

Seramik Braketler

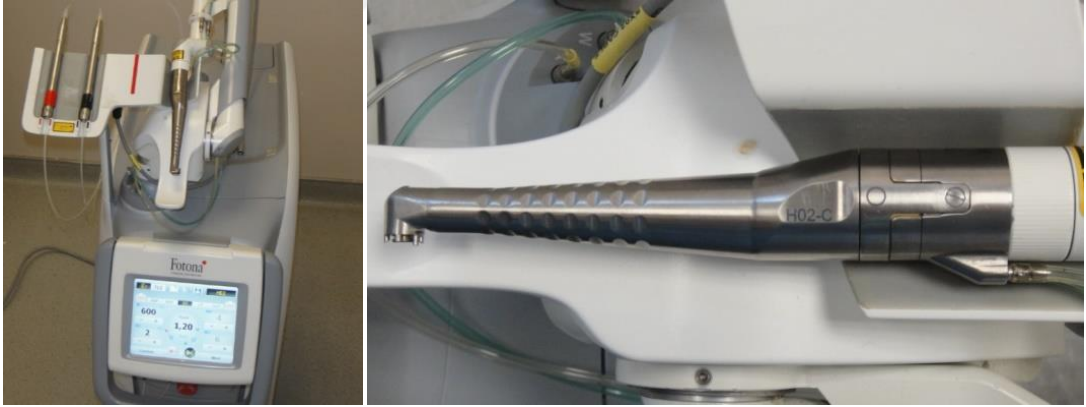
Çalışmamızda polikristalin seramik braket (Damon Clear; Ormco Corp, Portland, CA, ABD, 0.22 slot) kullanılmıştır.



Şekil 3.7: Damon Clear braket.

3.3 Lazer Uygulaması

Bu çalışmada Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan 2940 nm' lik dalga boyuna sahip Er:YAG (Erbium-Doped Yttrium Alüminiyum Garnet) (Lightwalker, Fotona d.d., Ljubljana, Slovenya) lazer kullanıldı (Şekil 3.8).



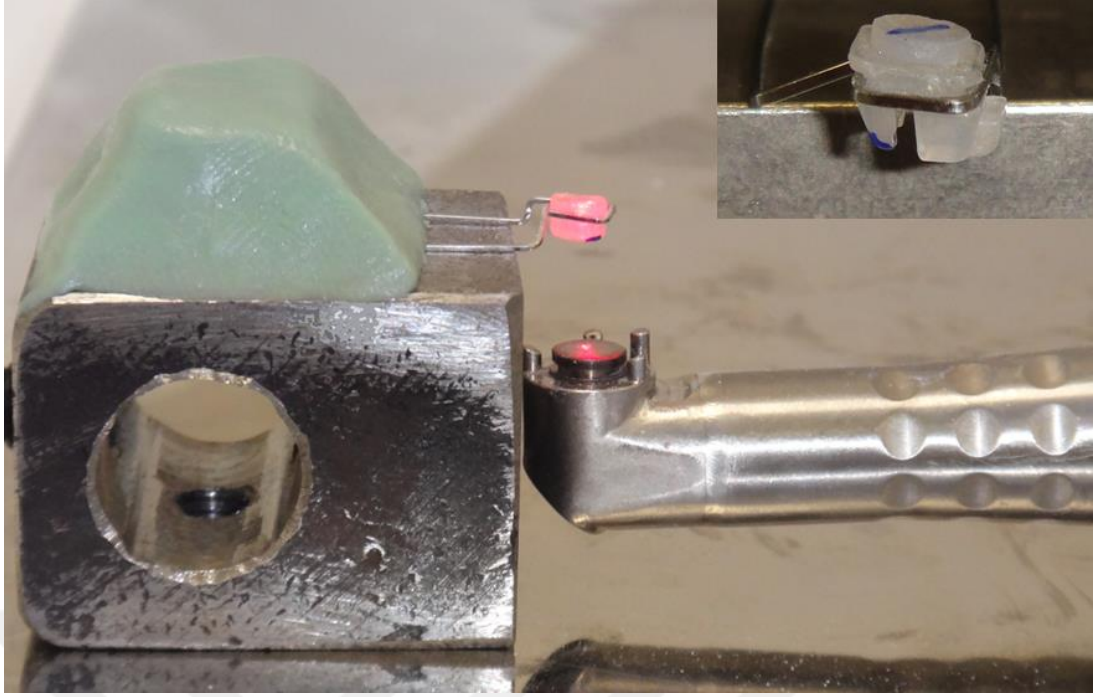
Şekil 3.8: Er:YAG (Erbium-Doped Yttrium Alüminiyum Garnet) (Lightwalker, Fotona d.d., Ljubljana, Slovenya) lazer cihazı.

Cihaz 600 mJ x 2 Hz (1.2 W) short pulse ayarlarıyla kullanılmıştır (Şekil 3.9). Lazer ile debonding işlemini taklit edebilmek ve deneyin standardizasyonunu sağlayabilmek için, cihazın non-kontak ucu (H02-C) seramik braketle 8 mm mesafede hazırlanan düzeneğe ters olarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.10). Hazırlanan adeziv disk örnekleri seramik braketin meş yüzeyi üzerine yerleştirilmiş ve lazer

atımı gerçekleştirilmiştir. Kompozit diskler hava veya su soğutması olmadan Er:YAG lazer ışınının seramik braket içinden geçmesiyle teker teker ışınlanmıştır.



Şekil 3.9: Deneysel lazer düzeneği ve kullanılan lazer parametreleri.



Şekil 3.10: Sabit düzenele seramik braketlerin üzerine yerleştirilen adeziv kompozit örnekler Er:YAG lazer ışını uygulanması.

3.4 Lazer Uygulaması Sonucunda Gerçekleşen Madde Kayıplarının Ölçülmesi

Termal siklus işlemi uygulanmayan grupta 5 farklı marka adeziv kompozit için toplam 50 adet diskin İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan mikro BT sistemi (Skyscan 1172, Bruker microCT, Kontich, Belçika) ile tomografi kaydı alınmıştır (Şekil 3.11). Uygun bilgisayar programları (Dataviewer, Skyscan CTVox, Skyscan CTVol, Skyscan CT-An, Bruker microCT, Kontich, Belçika) kullanılarak hacim ve yoğunluk ölçümleri gerçekleştirilmiştir.



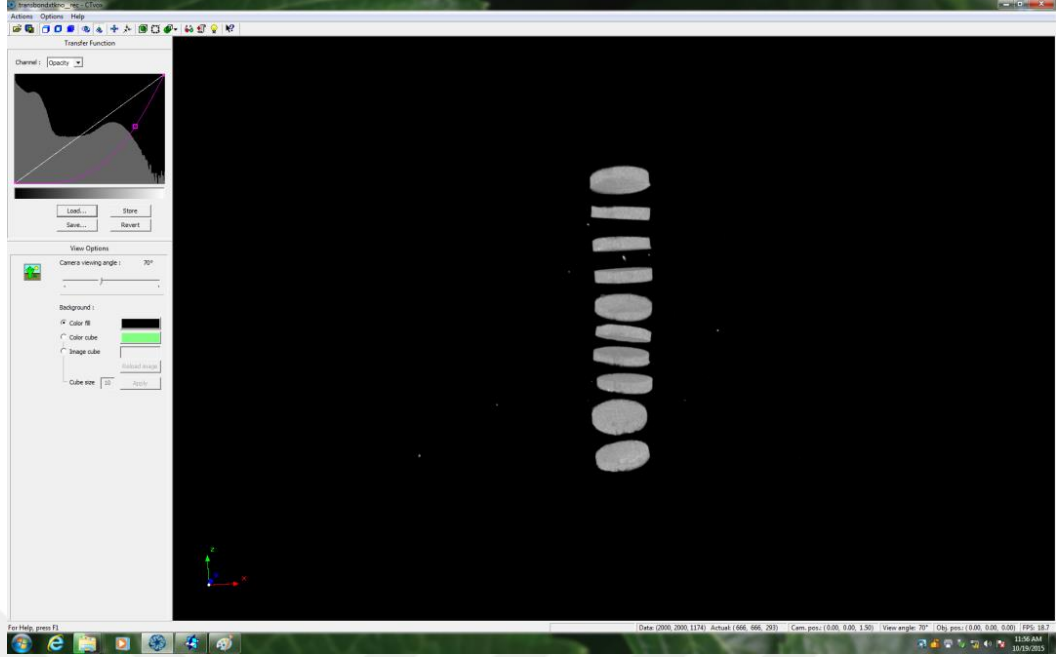
Şekil 3.11: Mikro-BT sistemi (SKYSCAN 1172, Bruker microCT, Kontich, Belçika).

Termal siklus işlemi ile yaşlandırılan grupta 5 farklı marka adeziv kompozit için toplam 50 adet diske 5° C ve 55° C arasındaki banyolarda 30'ar saniye bırakılarak 10000 termal siklus uygulanmıştır (SD Mechatronik Thermocycler, GMBH, Westerham, Almanya) (Şekil 3.12). Bu sırada örnek disklerde su absorpsiyonunun gerçekleşmesi beklenmiştir. Termal siklus uygulaması ile yaşlandırılan örneklerin hacim ve yoğunluk ölçümleri termal siklus uygulanmamış örneklerinkine benzer şekilde gerçekleştirilmiştir.

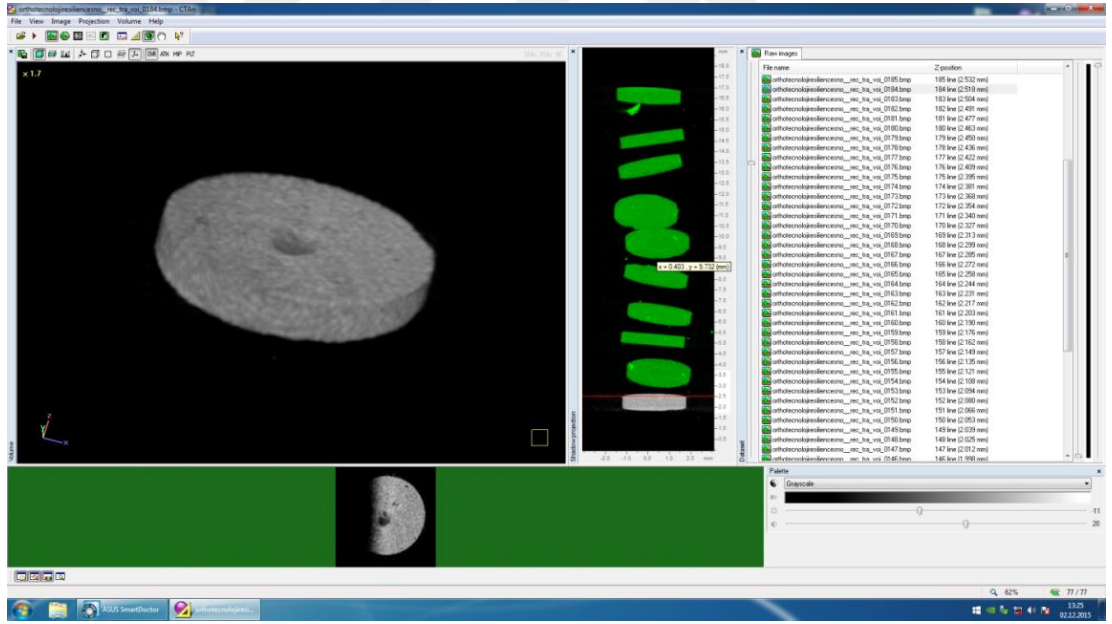


Şekil 1.12: Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, GMBH, Westerham, Almanya).

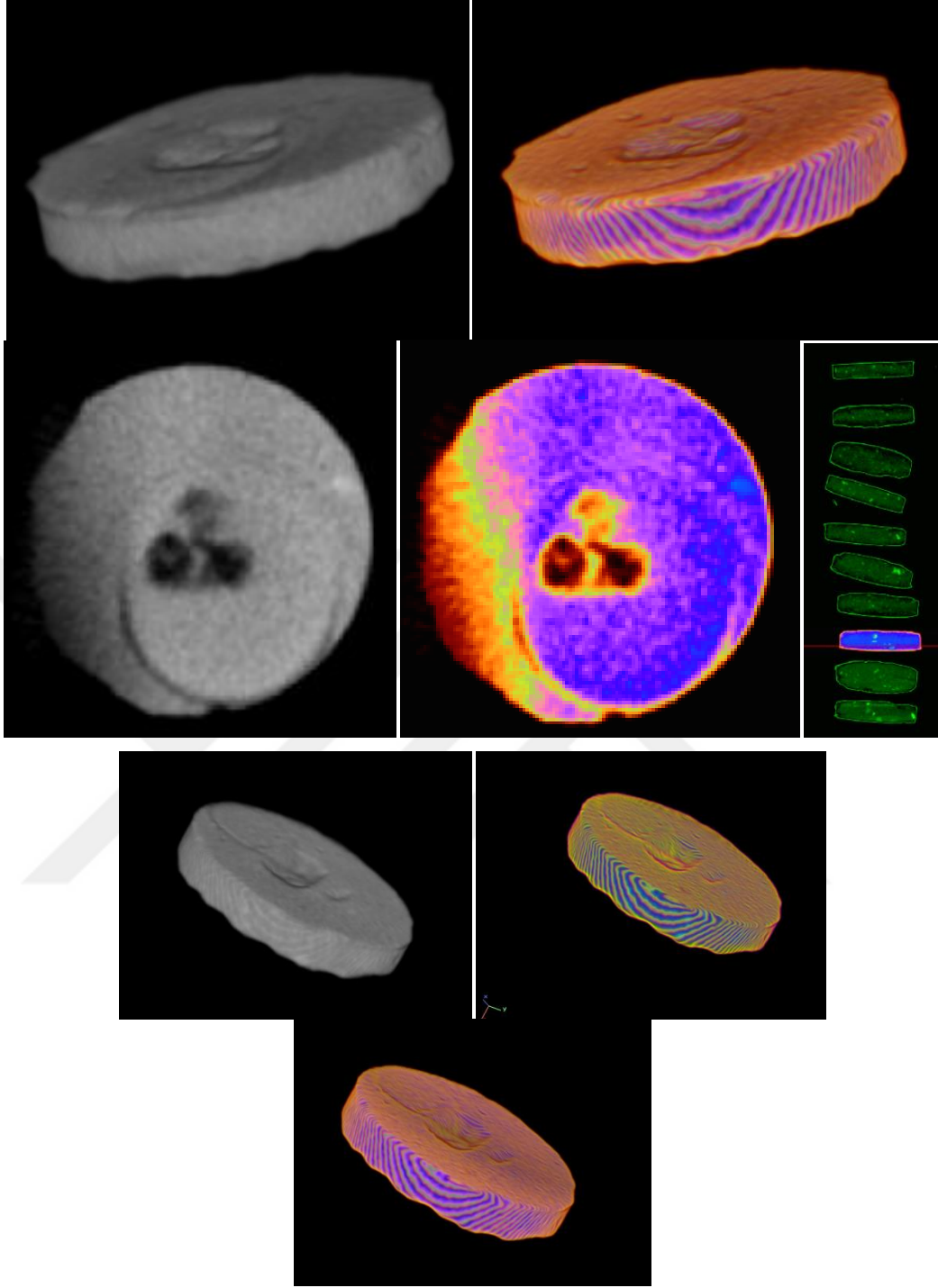
Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruptaki örneklerin lazer uygulaması sonrasında hacim ve yoğunluk ölçümleri tekrarlanmıştır. Ayrıca lazer ile açılan kraterlerin hacmi ve derinliği (penetrasyon derinliği) (Skyscan CTVol, Skyscan CT-An) programları ile hesaplanmıştır.



Şekil 3.13: Objelerin mikrotomografi verilerinin Skyscan CTvox programıyla işlenerek oluşturulmuş 3 boyutlu sanal görüntüleri.



Şekil 3.14: Örnek disklerde lazer ile açılan ablyasyon kraterinin derinliğinin CT-An programı ile hesaplanması.



Şekil 3.15: Örnek disklerde lazer ile açılan ablasyon kraterinin sanal görüntüsü.

3.5 İstatistiksel yöntem

İstatistiksel analizler Bezmialem Üniversitesi İstatistik Bölümünde gerçekleştirilmiştir.

Çalışma sonucunda elde edilen veriler SPSS (Software Package for Social Sciences Windows 21.0, SPSS, Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.

Kolmogorov-Smirnov testi ile parametrelerin dağılımının homojenite testi gerçekleştirilmiştir.

Her iki grup için; lazer öncesi ve lazer sonrası alınan mikro-BT ölçümlerden elde edilen sonuçlar homojen dağılım göstermediği için Wilcoxon Signed Ranks testi ile değerlendirilmiştir. İki grup arasında, lazer öncesi ve lazer sonrası ölçüm verileri Kruskal Wallis testi ile karşılaştırılmıştır. Mann Withney U testi ile gruplar arası farklılık değerlendirilmiştir. Araştırmada anlamlılık düzeyi olarak $p<0,05$ belirlenmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Termal Siklus Uygulanmamış Gruba İlişkin Bulgular

4.1.1 Termal siklus uygulanmamış gruba ilişkin bulguların grup içi değerlendirmeleri

Termal siklus uygulanmayan örnek disklerde yapılan Wilcoxon Signed Ranks Testinin sonucuna göre T_0 - T_1 hacim değişiklikleri her alt grup için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Blugloo ($p=0,005$), Opal ($p=0,009$), Transbond ($p=0,005$), Ortho Tec. R., ($p=0,005$) markalarında hacim azalışı anlamlı bulunurken Reliance ($p=0,021$) markasındaki hacim artışı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.1).

Benzer şekilde her alt grup için yoğunluk azalışı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$); Blugloo ($p=0,005$), Opal ($p=0,013$), Reliance ($p=0,007$), Transbond ($p=0,009$), Ortho Tec. R. ($p=0,005$) markalarında (Tablo 4.1).

Termal siklus uygulanmayan örnek disklerde farklı markalarda oluşan krater hacmi ve derinliği Tablo 4.2’de belirtilmiştir.

4.1.2 Termal siklus uygulanmamış gruba ilişkin bulguların gruplar arası değerlendirmeleri

Kruskal Wallis Testi sonucunda örnek disklerde ölçülen hacim farkı istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ($p < 0,000$) *** bulunmuştur. Yapılan tamamlayıcı istatistik (Dunn Testi) karşılaştırmalarında (1 vs 5), (2 vs 3), (2 vs 5), (4 vs 5), (3 vs 5) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür (Tablo 4.3). Hacim azalması en yüksek oranda Blugloo marka adeziv disklerde gerçekleşirken bunu sırasıyla Opal > Ortho Tec. R. > Tranbond > Reliance marka adeziv disk örnekleri izlemiştir (Şekil 4.1).

Lazer uygulaması sonrasında ölçülen yoğunluk farkı Kruskal Wallis Testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,003$) bulunmuştur. Yapılan tamamlayıcı istatistik (Dunn Testi) sonucu (1 vs 2), (2 vs 4) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı

fark olduğu görülmüştür (Tablo 4.3). Yoğunluk azalması en yüksek oranda Opal marka adeziv disklerde gerçekleşirken bunu sırasıyla Blugloo > Tranbond = Reliance > Ortho Tec. R. marka adeziv disk örnekleri izlemiştir (Şekil 4.1).

Lazer uygulamasıyla oluşan krater derinliği Krukal Wallis Testi sonucunda istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık göstermiştir ($p < 0,000$) ***. Yapılan tamamlayıcı istatistik (Dunn Testi) sonucu grup içi karşılaştırmalarda (1 vs 4), (2 vs 4), (1 vs 5), (2 vs 5) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür (Tablo 4.3). Termal siklus uygulanmamış örnek disklerde krater derinliği en yüksek oranda Blugloo marka adeziv disklerde gerçekleşirken bunu sırasıyla Opal > Reliance > Tranbond = Ortho Tec. R. marka adeziv disk örnekleri izlemiştir (Şekil 4.1).

Lazer uygulamasına bağlı oluşan krater hacmi Krukal Wallis Testi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık göstermiştir ($p < 0,000$) ***. Yapılan tamamlayıcı istatistik (Dunn Testi) sonucu grup içi karşılaştırmalarda (1 vs 5), (2 vs 5), (3 vs 5), (1 vs 4), (2 vs 4), (3 vs 4) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür (Tablo 4.3). Krater derinliği en yüksek oranda Opal marka adeziv disklerde gerçekleşirken bunu sırasıyla Reliance > Blugloo > Tranbond > Ortho Tec. R. marka adeziv disk örnekleri izlemiştir (Şekil 4.1).

Tablo 4.1: Termal siklus uygulanmayan örneklerde To ve T1 ölçümlerindeki değişikliklerin markalara göre değerlendirilmesi.

Değişken A _d	Blugloo (n=10)				Opal (n=10)				Reliance (n=10)				Transbond (n=10)				Ortho Tech. R. (n=10)			
	Median	Min.	Max.	p	Median	Min.	Max.	p	Median	Min.	Max.	p	Median	Min.	Max.	p	Median	Min.	Max.	p
Hacim T ₀	3,60	3,50	3,87	0,005*	3,45	3,30	3,67	0,009*	3,63	3,38	3,72	0,005*	3,89	3,40	4,11	0,005*	3,51	3,32	3,86	0,021*
Hacim T ₁	3,25	2,50	3,80		3,23	3,03	3,58		3,71	3,45	3,83		3,75	3,26	4,00		3,46	3,94	3,68	
Yoğunluk T ₀	0,43	0,43	0,45	0,005*	0,79	0,48	0,90	0,013*	0,60	0,59	0,61	0,009*	0,56	0,56	0,59	0,005*	0,49	0,48	0,52	0,007*
Yoğunluk T ₁	0,41	0,40	0,42		0,96	0,78	1,23		0,58	0,56	0,62		0,55	0,53	0,57		0,48	0,44	0,49	

Wilcoxon Signed Ranks Test *: p<0,05

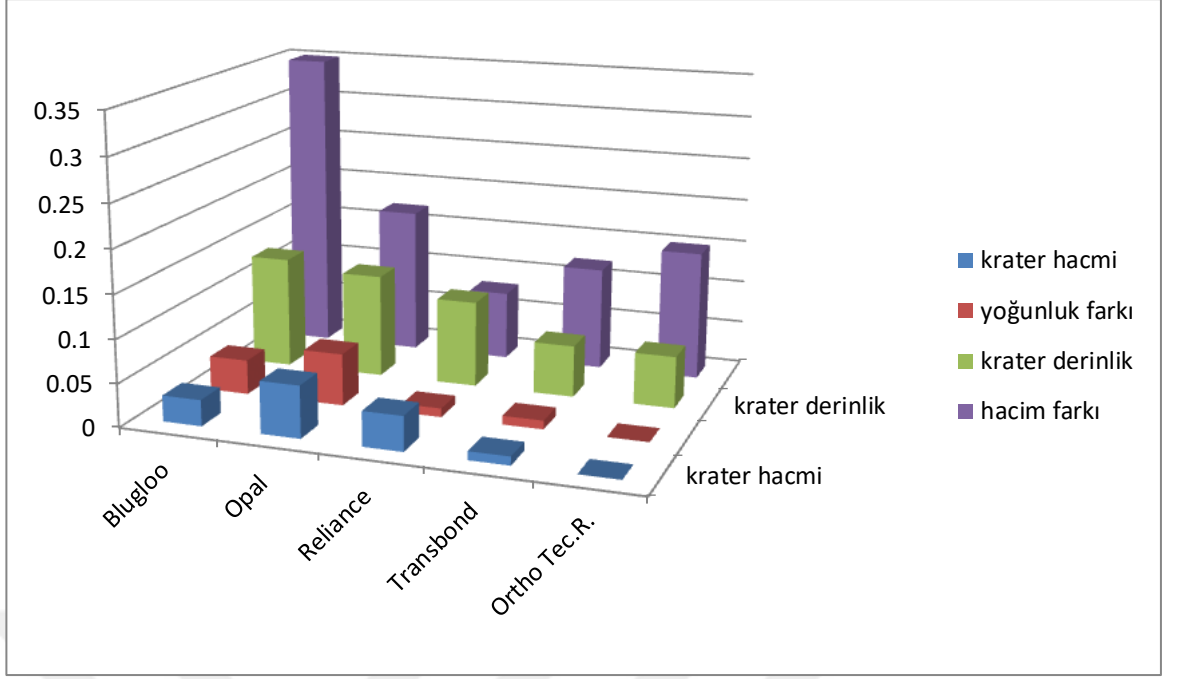
Tablo 4.2: Termal siklus uygulanmayan örnek disklerde lazer uygulamasıyla oluşan krater hacim ve derinlikleri.

Değişken A_d	Blugloo (n=10)			Opal (n=10)			Reliance (n=10)			Transbond (n=10)			Ortho Tech. R. (n=10)		
	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.
Krater Derinliği T_1	0,13	0,07	0,23	0,12	0,07	0,14	0,10	0,07	0,13	0,06	0,05	0,14	0,06	0,04	0,13
Krater Hacmi T_1	0,03	0,01	0,16	0,06	0,03	0,23	0,04	0,03	0,55	0,01	0,00	0,03	0,01	0,00	0,02

Tablo 4.3: Termal siklus uygulanmamış örnek disklerde markalara göre değişkenlerin karşılaştırılması ve grup içi karşılaştırmalar.

Değişken A _d ΔT	1 Blugloo (n=10)			2 Opal (n=10)			3 Reliance (n=10)			4 Transbond (n=10)			5 Ortho Tech.R. (n=10)			P	Grupların karşılaştırılması
	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.		
Hacim fark	-0,35	-1,06	-0,02	-0,17	-0,31	0,14	0,08	0,04	0,15	-0,12	-0,29	-0,01	0,15	-0,12	0,31	*** 0,000	1 vs 5 2 vs 3 2 vs 5 4 vs 5 3 vs 5
Yoğunluk fark	-0,04	-0,01	-0,02	-0,06	0,75	0,22	-0,01	-0,03	0,00	-0,01	-0,05	0,00	-0,00	-0,06	0,00	** 0,003	1 vs 2 2 vs 4
Krater Derinliği	0,13	0,07	0,23	0,12	0,07	0,14	0,10	0,07	0,13	0,06	0,05	0,14	0,06	0,04	0,13	*** 0,000	2 vs 4 1 vs 4 2 vs 5 1 vs 5
Krater Hacmi	0,03	0,01	0,16	0,06	0,03	0,23	0,04	0,03	0,55	0,01	0,00	0,03	0,01	0,00	0,02	*** 0,000	1 vs 5 2 vs 5 3 vs 5 1 vs 4 2 vs 4 3 vs 4

Kruskal wallis testi *: p<0,05, **: p<0,01, ***: p<0,001.



Şekil 4.1: Termal siklus uygulanmamış örneklerde meydana gelen değişikliklerin markalara göre temsili.

4.2 Termal Siklus Uygulanmış Gruba İlişkin Bulgular

4.2.1 Termal siklus uygulanmış gruba ilişkin bulguların grup içi değerlendirmeleri

Termal siklus uygulanmış örnek disklerde yapılan Wilcoxon Signed Ranks Testinin sonucuna göre Blugloo ($p=0,035$), Reliance ($p=0,005$), Transbond ($p=0,005$) markalarındaki hacim azalışı ve Opal ($p=0,005$) markasındaki hacim artışı istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, Ortho Tec. R. markasındaki azalış istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (Tablo 4.5). Blugloo ($p=0,005$), Reliance ($p=0,013$), Ortho Tec. R. ($p=0,005$) markalarında tespit edilen yoğunluk azalışı istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, Opal ve Transbond markalarındaki yoğunluk azalışı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 4.5).

Termal siklus uygulanmış örnek disklerde lazer uygulaması sonrası oluşan krater hacmi ve derinliği Tablo 4.6'de belirtilmiştir.

4.2.2 Termal siklus uygulanmış gruba ilişkin bulguların gruplar arası değerlendirmeleri

Termal siklus uygulanmış örnek disklerde ölçülen hacim farkı Kruskal Wallis Testi sonucuna göre istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ($p<0,000$) *** bulunmuştur.

Yapılan tamamlayıcı istatistik (Dunn Testi) sonucu grup içi karşılaştırmalarda (2 vs 3), (2 vs 4), (4 vs 5) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür (Tablo 4.7). Hacim kaybı en yüksek oranda Transbond marka adeziv disklerde gerçekleşirken bunu sırasıyla Opal > Reliance > Ortho Tec. R. > Blugloo marka adeziv disk örnekleri izlemiştir (Şekil 4.2).

Termal siklus uygulanmış örnek disklerde ölçülen yoğunluk farkları Krukal Wallis Testi sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Şekil 4.2) (Tablo 4.7).

Lazer uygulaması sonucunda oluşan krater derinliği farkı Krukal Wallis Testi sonucuna göre istatistiksel olarak çok anlamlı ($p=0,009$) ** bulunmuştur. Yapılan tamamlayıcı istatistik (Dunn Testi) sonucu grup içi karşılaştırmalarda (1 vs 4) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür (Tablo 4.7). Krater derinliği en yüksek oranda Blugloo marka adeziv disklerde gerçekleşirken bunu sırasıyla Opal = Reliance > Ortho Tec. R. > Tranbond marka adeziv disk örnekleri izlemiştir (Şekil 4.2).

Lazer uygulaması sonucunda oluşan krater hacimleri arasındaki fark Krukal Wallis Testi sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$) bulunmuştur. Yapılan tamamlayıcı istatistik (Dunn Testi) sonucu grup içi karşılaştırmalarda (1 vs 5), (1 vs 4) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür (Tablo 4.7). Krater hacmi en yüksek oranda Opal marka adeziv disklerde gerçekleşirken bunu sırasıyla Reliance > Ortho Tec. R. > Transbond > Blugloo marka adeziv disk örnekleri izlemiştir (Şekil 4.2).

Tablo 4.5: Termal siklus uygulanmış örneklerde To ve T1 ölçümlerindeki değişikliklerin markalara göre değerlendirilmesi.

Değişken A _d T _s	Blugloo (n=10)				Opal (n=10)				Reliance (n=10)				Transbond (n=10)				Ortho Tech. R. (n=10)			
	Media n	Min .	Max .	p	Media n	Min .	Max .	p	Media n	Min .	Max .	p	Media n	Min .	Max .	p	Media n	Min .	Max .	p
Hacim T ₀	3,64	3,48	3,87	0,035 *	3,32	3,05	3,67	0,005 *	3,57	3,36	3,74	0,005 *	4,17	3,98	4,51	0,005 *	3,51	3,27	3,63	0,514
Hacim T ₁	3,55	3,33	3,86		3,54	3,28	3,86		3,41	3,24	3,54		3,94	3,67	4,31		3,49	3,27	3,62	
Yoğunlu k T ₀	0,43	0,42	0,44	0,005 *	0,95	0,67	1,20	0,333	0,58	0,56	0,60	0,013 *	0,56	0,55	0,57	0,169	0,49	0,49	0,51	0,005 *
Yoğunlu k T ₁	0,40	0,39	0,41		0,88	0,69	1,00		0,56	0,56	0,58		0,55	0,54	0,57		0,49	0,47	0,51	

Wilcoxon Signed Ranks Test*: p<0,05

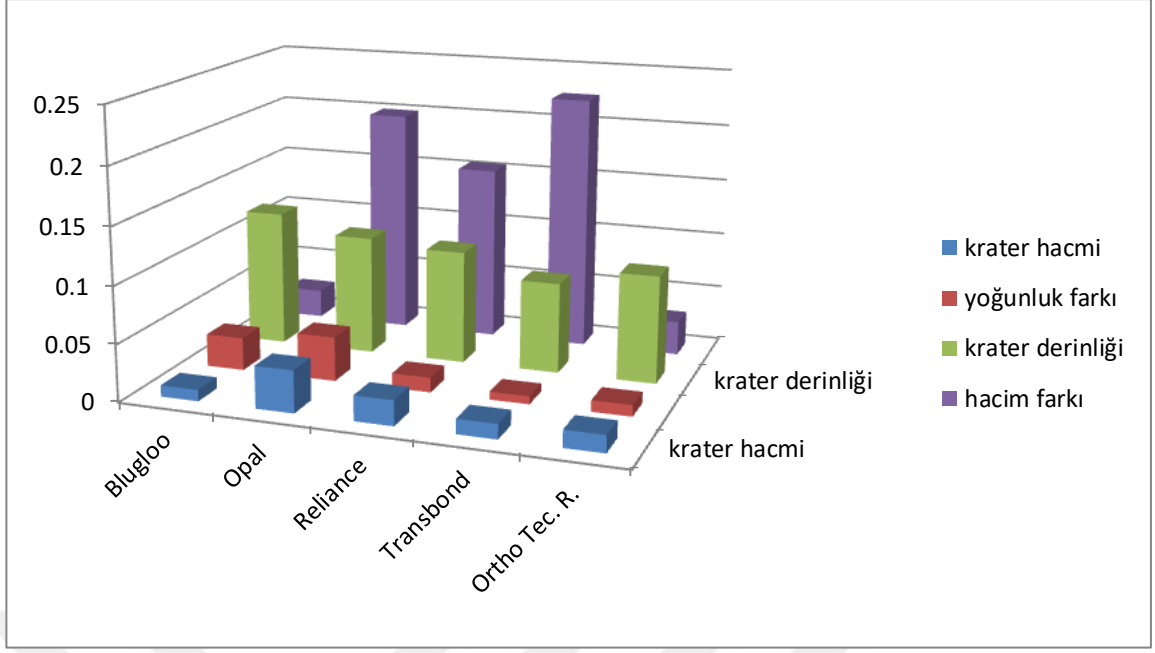
Tablo 4.6: Termal siklus uygulanmış örnek disklerde lazer uygulamasıyla oluşan krater hacim ve derinlikleri.

Değişken $A_d T_s$	Blugloo (n=10)			Opal (n=10)			Reliance (n=10)			Transbond (n=10)			Ortho Tech. R. (n=10)		
	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.
Krater Derinliği T_1	0,12	0,10	0,15	0,10	0,09	0,16	0,10	0,07	0,19	0,08	0,02	0,11	0,09	0,06	0,12
Krater Hacmi T_1	0,01	0,08	0,04	0,03	0,02	0,08	0,02	0,01	0,06	0,01	0,00	0,04	0,01	0,01	0,03

Tablo 4.7: Termal siklus uygulanmış örnek disklerde markalara göre değişkenlerin karşılaştırılması ve grup içi karşılaştırmalar.

Değişken A _d T _s ΔT	1 Blugloo (n=10)			2 Opal (n=10)			3 Reliance (n=10)			4 Transbond (n=10)			5 Ortho Tech. R. (n=10)			P	Grupların karşılaştırılması
	Median	Min.	Maks	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.		
Hacim fark	-0,02	-0,23	0,02	0,20	0,11	0,26	-0,15	-0,28	-0,11	-0,22	-0,31	-0,13	-0,03	-0,18	0,17	*** 0,000	2 vs 3 2 vs 4 4 vs 5
Yoğunluk fark	-0,02	-0,05	-0,01	-0,03	-0,50	0,23	-0,01	-0,03	0,01	-0,00	-0,03	0,02	-0,01	-0,03	0,00	0,082	NS
Krater Derinliği	0,12	0,10	0,15	0,10	0,09	0,16	0,10	0,07	0,19	0,08	0,02	0,11	0,09	0,06	0,12	** 0,009	1 vs 4
Krater Hacmi	0,01	0,08	0,04	0,03	0,02	0,08	0,02	0,01	0,06	0,01	0,00	0,04	0,01	0,01	0,03	*** 0,001	1 vs 5 1 vs 4

Kruskal wallis test *: p<0,05 , **: p<0,01, ***: p<0,001, NS:önemsiz



Şekil 4.2: Termal siklus uygulanmış örneklerde meydana gelen değişikliklerin markalara göre temsili.

4.3 Termal Siklus Uygulanmış ve Uygulanmamış Gruplar Arası Değerlendirmeler

Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplarda (A_d ve A_dT_s) lazer uygulamasıyla meydana gelen farklılıklar markalara göre ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

Blugloo marka örnek disklerde adeziv hacim farkı ($p=0,007$) termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplarda anlamlı farklılık gösterirken; yoğunluk farkı, krater derinlik farkı ve krater hacim farkı istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemiştir (Tablo 4.8).

Opal marka örnek disklerde adeziv hacim farkı ($p=0,000$), yoğunluk farkı ($p=0,011$), ve krater hacim farkı ($p=0,043$), termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplarda anlamlı farklılık gösterirken; krater derinlik farkında anlamlı değişiklik gözlenmemiştir (Tablo 4.8).

Reliance marka örnek disklerde adeziv hacim farkı ($p=0,000$) ve krater hacim farkı ($p=0,007$) termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplarda anlamlı farklılık gösterirken; yoğunluk farkı ve krater derinlik farkı anlamlı değişiklik göstermemiştir (Tablo 4.8).

Transbond marka örnek disklerde adeziv hacim farkı ($p=0,004$) termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplarda anlamlı farklılık gösterirken; yoğunluk farkı, krater derinlik farkı ve krater hacim farkı anlamlı değişiklik göstermemiştir (Tablo 4.8).

Ortho Tec. R. markasında adeziv hacim fark ($p=0,015$) termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplarda anlamlı farklılık gösterirken; yoğunluk farkı, krater derinlik farkı ve krater hacim farkı anlamlı değişiklik göstermemiştir (Tablo 4.8).



Tablo 4.8: Termal siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplardaki örneklerde meydana gelen değişikliklerin markalara göre eşleştirilmiş değerlendirilmesi.

		Hacim Fark				Yoğunluk Fark				Krater Derinlik Farkı				Krater Hacim Farkı			
		Median	Min.	Maks.	p	Median	Min.	Maks.	p	Median	Min.	Maks.	p	Median	Min.	Maks.	p
BLUGLOO	A _d	-0,35	-1,06	-0,02	0,007**	-0,02	-0,04	-0,01	0,353	0,13	0,07	0,23	0,393	0,03	0,01	0,16	0,165
	A _d T _s	-0,02	-0,23	0,02		-0,02	-0,05	-0,01		0,12	0,10	0,15		0,05	0,01	0,08	
OPAL	A _d	-0,17	-0,31	0,14	0,000***	0,22	-0,06	0,75	0,011*	0,12	0,07	0,14	0,353	0,06	0,03	0,23	0,043*
	A _d T _s	0,20	0,11	0,26		-0,03	-0,50	0,23		0,10	0,09	0,16		0,03	0,02	0,08	
RELIANCE	A _d	0,08	0,04	0,15	0,000***	-0,01	-0,03	0,00	0,579	0,10	0,07	0,13	0,971	0,04	0,03	0,55	0,007**
	A _d T _s	-0,15	-0,28	-0,11		-0,01	-0,03	0,01		0,10	0,07	0,19		0,02	0,01	0,06	
TRANSBOND	A _d	-0,12	-0,29	-0,01	0,004**	-0,01	-0,05	0,00	0,190	0,06	0,05	0,14	0,684	0,01	0,00	0,03	0,796
	A _d T _s	-0,22	-0,31	-0,13		-0,00	-0,03	0,02		0,08	0,02	0,11		0,01	0,00	0,04	
ORTHO TEC. R.	A _d	0,15	-0,12	0,31	0,015*	-0,00	-0,06	0,00	1,000	0,06	0,04	0,13	0,052	0,00	0,00	0,02	0,075
	A _d T _s	-0,03	-0,18	0,17		-0,01	-0,03	0,00		0,09	0,06	0,12		0,01	0,01	0,03	

Mann Whitney U Test *: p<0,05 , **: p<0,01, ***: p<0,001

5. TARTIŞMA

Lazer uygulamalarında hedef yapının absorpsiyon özelliği büyük önem taşımaktadır. Işın absorpsiyon miktarı ve hedef dokuda oluşacak cevabı etkileyen en önemli faktörlerden biri yapının fiziksel ve kimyasal özellikleridir. Lazerle seramik braketlerin sökülmesi prosedüründeki asıl hedef braket altındaki adeziv yapıdır. Dolayısıyla farklı adezivlerin aynı dalga boyundaki lazere verecekleri cevabın farklı olması beklenebilir. Yapısal özelliklerinden dolayı adeziv kompozit zamanla su absorbe etmektedirler. Çoğu çalışmada kısa sürede polimerize olan adeziv rezinlerin anlamlı derecede su absorpsiyonu gösterdiği ve çözünürlük değerlerinin arttığı belirtilmiştir.[9-12] Suyun Er:YAG lazeri absorbe ettiği bilgisi göz önünde bulundurulduğunda, farklı miktarlarda su absorpsiyonu gerçekleştirmiş adezivin, lazere vereceği cevabı değiştirebileceği hipotezi varsayılmıştır.

Piyasada yaygın olarak kullanılanbeş farklı adezivi kompoziti bu çalışmada değerlendirilmiştir; (Transbond XT Light Cure Adesive Paste 3M Unitek), (Opal® Bond MV), (Light Bond™ Reliance Ortho Prod. Inc.), (Blugloo™ Two-Way Color Change Adhesive Ormco Corp), (Resilience® Adhesive Ortho Tecnology). İnorganik doldurucu büyüklüğü, şekli ve miktarı kompozitlerin fiziksel özelliklerini belirlemektedir. Kompozitin doldurucu oranı arttıkça organik matriks oranı düşmektedir. Buna bağlı olarak ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu miktarı azalır ve dayanıklılığı artar.[122-124] Bir miktar su emen adezivde, polimerizasyondan kaynaklanan büzülmenin azaldığı görülebilir. Hidrofilik yapıya sahip adeziv kompozit, net hacim artışına neden olabilecek kadar çok miktarda su emebilir.[125] Adeziv rezinlerde su ile ana etkileşim su moleküllerinin matrisin içine yayılmasıyla gerçekleşir ve malzemenin higroskopik olarak genişlemesine sebep olur. Aynı zamanda malzemenin kimyasal olarak parçalanmasıyla sonuçlanır.[126] Bu çalışmada literatürdeki bulguların ışığında, fiziksel ve kimyasal özellikleri birbirinden farklı adezivlerin su absorpsiyonlarının da farklı olabileceği ve buna bağlı olarak lazer uygulaması sonrası gerçekleşecek cevabın farklılık gösterebileceği düşünülmüştür. Klinik olarak, su absorbe etmemiş

yani termal siklus uygulamasıyla yaşlandırılmamış kompozit adezivin lazere cevabı, yanlış konumlandırılmış braketin bonding sonrası hemen sökülmesinin gerekli olduğu durumu yansıtmaktadır Termal siklus uygulanarak yaşlandırılmış adeziv örnekler ise, tedavi sonundaki söküm işleminin değerlendirilmesi sağlamaktadır. Bu örneklerle seramik braketlerle kullanılması en uygun materyal ve en uygun dozun belirlenmesini hedeflenmiştir.

Hayakawa ve ark. polikristalin ve monokristalin seramik braketlerin sökümü için Nd:YAG lazer uygulamışlardır. Nd:YAG lazeri seçmelerindeki nedeni, CO₂ lazere kıyasla seramikteki absorpsiyon derecesinin daha az olmasıdır. Lazer seramik tarafından absorbe edildiğinde adeziv rezine indirek olarak etki ettiğini, oysaki seramikten absorbe olmadan geçtiği zaman, direkt adeziv rezin üzerine etki ederek ve lazerin termal ablasyon ve fotoablasyon etkilerini artırdığını belirtmişlerdir.[118]

Feldon ve ark. monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin sökümü için 2 farklı güçte diyot lazer kullanmışlardır. Diyot lazerin bilmemne gücünde pulpada ciddi bir ısı artışı meydana getirmeden monokristalin seramik braketlerin sökümü için gereken kuvveti belirgin şekilde azalttığı, polikristalin seramik braketlerin sökümünde ise etkisiz olduğu bulunmuştur. Debonding için diyot lazer kullanılmasının artık adeziv indeksi üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı rapor edilmiştir.[127]

Mundethu ve ark. polikristalin seramik braketlerin sökümü için Er:YAG lazerin bilmemne gücünde kullanıldığında braketin diştten ayrılması için ekstra bir kuvvet gerekmediğini bildirmişlerdir. Örneklerin çoğunda debonding işleminin adeziv tabakasının en üst kısmının termomekanik ablasyonu ile meydana geldiği bildirilmiştir. SEM ve ışık mikroskobu incelemelerinde mine yüzeyinde herhangi bir hasar rapor edilmemiştir.[120]

Bu çalışmanın amacına uygun şekilde 2,94 µm dalga boyundaki Er:YAG lazer ışınını adeziv kompozite iletebilecek yeterli optik geçirgenliğe sahip bir braket sistemi seçilmiştir. Mundethu ve ark. bu amaçla markette bulunan farklı seramik braket sistemlerinin ışık iletimini ölçmek için bir güç metre (Power Max600; Molelectron, Portland, OR, ABD) kullanmışlardır. Polikristalin braket sistemlerinin optik özelliklerini değerlendirmiş ve on örnek braket üzerinden gerçekleştirdikleri ölçümlerle 2,94 µm dalga boyuna sahip lazer ışını için ortalama %85 oranında yüksek iletim gösterdiğini bildirmişlerdir.[120] Çalışmamızda benzer nedenlerle polikristalin

yapıya sahip Damon Clear (Ormco Corp, Portland, CA, ABD) braket sistemi tercih edilmiştir.

Erbiyum lazerlerin sudaki absorpsiyonu çok yüksektir ve hidroksiapatite özel afiniteleri vardır.[128-131] Mineralize doku içerisinde emilen lazer ışını enerjisi suyun vaporizasyona ve hacimsel genişlemeye sebep olmaktadır. Buna bağlı olarak çevre oluşumlarda küçük patlamalara meydana gelmektedir. Er:YAG lazerin adezivlerin kaldırılmasında etkin olmasından dolayı ve seramik restorasyonların kaldırılmasında dişin sert dokularına müdahale etmeden söküm işlemini gerçekleştirmeyi mümkün kılmasından ötürü önerilmektedir.[132-140] Benzer şekilde ortodontide seramik braketlerin debonding işleminde Er:YAG lazerler kullanılmaktadır. Ancak literatürde lazerle söküm işlemi protokolü, farklı güç, atım enerjisi ve atım süresi hakkında bir fikir birliği bulunmamaktadır.

Apel ve ark.'nın gerçekleştirdikleri çalışmada lazer parametrelerini pulse enerjisi 600 mJ, 2 Hz, hava veya su spreyi kapalı olacak şekilde belirlemişlerdir. SEM görüntüleri braket ile mine yüzeyi arasında kalan adezivin sadece 100-120 µm'lik kısmının braketin altından çıkarılabildiğini göstermiştir, bu miktar total adeziv kalınlığının sadece yüzeyel ¼'ünü oluşturmaktadır. Bu nedenle adeziv altındaki mine yüzeyi işleminden etkilenmemektedir ve korunmaktadır. SEM görüntülerine göre, adezivin ilk 100 µm sinde lazer enerjisi büyük olasılıkla serbest su veya adezivdeki polimerize olmamış monomer tarafından emilmektedir. Foto indüklenmiş termomekanik ablasyonda su enerjisi absorbe eder, buharlaşır ve hızlıca genişler ve bu sebeple braket-adeziv arayüzündeki kapalı ortam içerisindeki genişleyen suya bağlı olarak yüzey altı basınç oluşur.[141]

Mundethu ve ark.'nın Er:YAG lazer ile hızlı ayrılma protokolünü sağlamak için seçtikleri ayarların (600 mJ, 2 Hz [1,2 W], 800 ms atım süresi) tek atımda seramik braketlerin fotoablatif ayrılmasını sağlayabildiğini (örneklerin %95'i) bildirmişlerdir. [120] Çalışmamızda yeterli başarıyı sağladığı rapor edilmiş olan bu lazer dozu kullanılmıştır. Ancak madde kayıplarının daha net incelenebilmesi için kompozit disklerle aynı dozlarda 2 lazer atımı uygulanmıştır.

Apel ve ark. Er: YAG lazer sisteminin atım süresinin ablasyon eşliğine etkisini araştırdıkları çalışmada kısa atım süreleri kullanılarak, ablasyon eşliğine daha az enerji ile ulaşıldığı sonucuna varmışlardır.[15] Çalışmamızda Mundethu' nun belirttiği atım süresini modifiye edilmiştir ve atım süresi kısa (300 ms) olarak

belirlenmiştir. Teorik olarak atım süresi kısaltıldığındagücün ulaştığı en üst değer (pik güç= ort güç/atım süresi) artar. Böylece aynı enerji daha fazla güç uygulanmış olur; lazer ışınının adezivdeki ablasyon ve penetrasyon derinliği artar.

Sarp ve ark. seramik braketlerin sökümü için 1,070 nm dalga boyunda iterbiyum fiber lazer kullanıldığında, prosedür için gereken süre ve kuvvetin azaldığını, ayrıca intrapulpal ısıda minimal değişiklik meydana geldiğini bildirmişlerdir.[110]

Öztoprak ve ark. seramik braketlerin sökümü için Er:YAG lazer kullanmış ve farklı olarak braket yüzeyini 9 sn boyunca tarayan yeni bir metod kullanmışlardır. Yüksek güçte uygulandığında Er:YAG lazerin polikristalin braketlerin sökümü için uygun olduğu rapor edilmiştir. Çalışmada artık adeziv indeksi skorları yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar bu durumun minede hasar riskini azalttığını belirtmişlerdir. Ayrıca debonding sürecinin rezinin termal etkiyle yumuşamasıyla meydana geldiği belirtilmiştir.[142] Oztoprak ve ark. çalışmalarında Er:YAG lazerin seçilmesi rezin üzerinde Nd:YAG lazerle benzer etkilere sahip olmalarına rağmen pulpa üzerinde daha az termal etki oluşturmalarıyla açıklanmışlardır.[142]

Lazer destekli braket sökümü çalışmalarının çoğunda, söküm mekanizması yapıştırıcı adezivin termal yumuşaması ile bağdaştırılmıştır.[2, 115, 118] Tocchio ve ark. [6]'nın belirttiğine göre yüksek enerjili Nd:YAG lazer ışını braket yüzeyine uygulandığında braket-kompozit arayüzüne ulaşana dek ya emilir ya da mekanik yapı nedeniyle yansır. Emilen enerji kısmen lokalize termal enerjiye çevrilir; bunun sonucunda termal yumuşama, termal ablasyon (braketlerin fırlamasına sebep olur) veya foto-ablasyon (yine braketlerin fırlamasına neden olur) görülür. Adezivde görülen hızlı termal genişleme ve buharlaşma ile oluşan basınç, braketin yüzeyden ayrılma nedenidir. Tocchio ve ark.'na göre debonding süresi 0.5s den fazla ise, bu durumda tek lazer atımından fazlası gereklidir ve ayrılma termal yumuşama nedeniyle gerçekleşmiştir. Buna karşıt olarak, braket fırlayarak ayrılmış ve söküm 0.5s den daha az sürede gerçekleşmişse bu duruma termal ablasyon veya fotoablasyon neden olmuştur.[6]

Hayakawa ve ark. termal ablasyon veya fotoablasyondan gelişen gaz basıncının braketin ayrılması için kuvvet oluşturduğunu, ayrılma kuvvetinin bağlantı arayüzünde uniform olarak oluştuğunu ve bu sebeple braketlerin yapıştırma yüzeyinden ayırdığını belirtmiştir. Toccio'nun [6] 1993'te belirttiği gibi, 248 nm dalga boyuna sahip KrF excimer lazer kaynağı tek atımla foto ablatif ayrılmaya

neden olabilirken, Hayakava ve ark.'nın bulguları 2940 nm'lik dalga boyuna sahip Er:YAG lazerle anlamlı değişiklik meydana geldiği göstermiştir.[118] Er:YAG lazer dental muayenehanelerde geniş bir kullanım alanı bulurken, buna karşın excimer lazer, emisyonunun UV bandındaki DNA emilimi ile kesişmesi nedeniyle tercih edilmemektedir ve yine bu nedenle sitotoksik, mutajenik ve karyojenik olarak bilinmektedir.[143, 144]

Tüm seramik braketlerin lazer ile söküm işlemleri geleneksel tekniklerle karşılaştırıldığında nispeten daha kolay ve güvenlidir. Seramik braketler ve diş sert dokuları bu işlem sonrası ışık mikroskobunda incelenmiştir ve seramik braket ile diş arasındaki bağlantının çoğunlukla seramik/adeziv arayüzünde bozulduğu, braketin iç yüzeyinin büyük bir kısmının adezivden temizlendiğini göstermiştir. Buna ek olarak, diş yüzeyinde ablasyon krateri veya ablasyona dair en ufak bir iz bile görülmemiştir. [117, 142, 144, 145] Ayrıca lazer ile söküm işleminin braketlerin kimyasal yüzey kompozisyonunu değiştirmediği belirtilmiştir.[146] Bu klinik açıdan braketlerin geri dönüşümü ve yanlış konumlandırılan braketin debonding işlemi açısından önemlidir. Çalışmamızdan elde edilebilecek sonuçların klinik yansımalarından biri lazer ile sökülen seramik braketlerin tekrar kullanımıdır. Söküm için en uygun adeziv markasının belirlenmesinin çalışmanın sağlayacağı avantajlardan biridir.

İstirahat halinde ağız sıcaklığının 36,4°C civarında olduğu belirtilmiştir.[147] Fakat günümüz yemek pişirme ve tüketim alışkanlıkları, bu sıcaklığın çok üzerinde (50-60°C) ve altında (0-10°C) tüketime neden olabilmektedir.[148] Termal siklus ya da diğer bir deyişle ısıl çevrim, malzemelerin in vivo dayanımını ya da davranışını öngörebilmek için in vitro şartlarda ağız ortamına benzer şekilde sıcaklık değişimi uygulanması anlamına gelir.[149, 150] Bunun için farklı sıcaklıkta sıvı barındıran komşu iki banyo tankı ve test edilecek malzemeyi bu tanklara sırayla taşıyıp daldıran taşıyıcı kola sahip cihazlar kullanılır. Termal siklus cihazı ilk kez 1952 yılında Nelsen ve ark. tarafından dolgu malzemelerinde mikrosızıntıyı ölçmek üzere geliştirilmiştir.[151] Termal siklus ile yaşlandırma, dental adezivlerin mikro sızıntı özellikleri, makaslama ve çekme bağlanma kuvvet testleri için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Ağızdaki sıcaklık değişimlerinin sayısı ile ilgili kesin bir veri olmamakla birlikte, 10.000 siklusun 1 yıla karşılık geleceği bildirilmektedir.[152] Bu çalışmada örneklere termal siklus cihazı ile 5 C ve 55 C derece arasındaki banyolarda 30' ar saniye tutularak 10000 kez termal siklus uygulanmıştır.

ISO (Uluslararası Standart Organizasyonu) standartları arasında yer alan termal siklus yöntemi (ISO TR11405) Amerikan Dişhekimleri Birliği tarafından da kabul edilmiş ve dental adeziv testlerinin uygulanmasına yönelik bir protokol oluşturulmuştur.[151] Yaşlandırıcı etkinin iki şekilde ortaya çıktığı düşünülmektedir;

1- İnterfaz bileşenleri üzerindeki hidroliz etkisiyle, sıcak su malzemedeki yeterli derecede polimerize olmamış rezinlerin ara bağlarının kopmasını hızlandırabilir. [153, 154]

2- Kullanılacak restoratif adezivin dişe göre daha büyük olan termal genleşme katsayısı sebebiyle tekrarlayan genleşme stresleri bağlanma yüzeylerinde çatlaklara ve mikrosızıntıya neden olabilir.[152, 153]

1960 yılında Hounsfield tarafından ilk kez X-ışınları ve gama ışınları ile tarama yapan bilgisayarı kullanarak nesnelerin üç boyutlu görüntüleri elde edilmeye çalışılmıştır.[155] 1970'lerin başında, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülemesine başlanmıştır.[155] Klinikte kullanılan bilgisayarlı tomografiler, genellikle 1 mm³ hacimli voksellerden oluşan görüntüler üretirken; X-ışınlı Bilgisayarlı Mikro Tomografi (Mikro-BT veya μ bt) bu hacme göre yaklaşık bir milyon kat daha küçük vokseller ile görüntü üreterek çok yüksek çözünürlüğe sahip görüntüler sağlamaktadır.[156] Çalışmamızda küçük hacimli değişiklikler beklenildiğinden hassas ölçüm imkanı sunan Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT 1172) cihazı kullanılmıştır.

Mikro BT ile kantitatif ölçüm; dansitometre (voksel kısma katsayısı veya kalibre yoğunluğu) ve morfometreden (boyut ve biçimdeki analiz) oluşan ikinci bir segmente dayalı siyah ve beyaz bir görüntü üzerinden gerçekleştirilir.[157] Yazılım programı malzemelerin hacmini tanımlamak için bir eşik değeri belirlenerek kullanılır.[158] Eşik değeri arttırıldığında nesne daha küçük hacme sahipmiş gibi değerlendirilmektedir. Eşik değeri azaltıldığında ise nesneyi oluşturan voksellerin çapı artar ve nesne daha büyük hacme sahipmiş gibi değerlendirilir. Eşik değerini azaltığımızda adezivin hacmi gerçeğe göre artmış gibi analiz edilebilmektedir.[159] Analiz sırasında eşikleme (thresholding) değeri ile ideal kantitatif aralığının bulunması yapılan ölçümün doğruluğunu arttıracaktır.[159] Malmström ve ark. insan dişlerinde CO₂ lazer ile oluşturdukları lezyon derinliğini ölçmek için Polarize Işık Mikroskobu (PLM) kullanmıştır.[160] Apel ve ark. insan dişlerinde Er:YAG lazer ile oluşturulan ablasyon bulgularını tespit etmek için Yansıyan Işık Mikroskobu (RLM)

kullanmıştır.[15] Mundtendu ve ark. Er:YAG lazer ile adezivde oluşturulan ablasyon kraterini görüntülemek için Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) kullanmıştır.[120] Yapılan bu 2 boyutlu ölçüm teknikleri ile ablasyon krateri ölçümünde yeterli hassasiyete ulaşamadığı düşünülmüştür. Harris ve ark. çalışmalarında kök rezorbsiyon kraterlerini Mikro BT ile volümetrik olarak ölçmüşler ve bu yöntemin diğer yöntemlere göre üstün olduğunu rapor etmişlerdir.[161] Bu bilgiler ışığında çalışmamızda ölçümler literatürde başarısı kabul edilen Mikro BT [161-164] cihazı ile gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda 5 farklı adeziv kullanılmış ve tüm adeziv diskler lazer uygulamasına maruz bırakılmıştır. Er:YAG lazer uygulaması sonrası ablasyon alanları net şekilde 3 boyutlu Mikro-BT modellerde görülebilmektedir. Ablasyon alanlarının boyutları ve hacimsel değişimleri test edilen adezivlere göre farklılık göstermektedir (Transbond™, Opal® ,Light Bond™ ,Blugloo™ , Resilience®). Bu farklılıkların adezivlerin kimyasal içeriklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Lizarelli ve ark. çalışmalarında Er: YAG lazer ışınlamasını kullanarak 3 farklı adeziv rezinin (mikro doldurucu, hibrit, sıkıştırılabilir) ablasyon miktarını ve morfolojik özelliklerini araştırmışlardır. Sonuç olarak lazer ablasyonuna en yüksek direnci sıkıştırılabilir adeziv rezin gösterirken, sırasıyla bunu mikro doldurucu ve hibrit adeziv rezin takip etmiştir.[165] Tak ve ark. Er:YAG lazer uygulanan farklı bonding adezivlerinin kendilerine özgü ablasyon eşik değerleri olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Yapıştırma kullanılan adezivlerin ablasyon eşik değerlerinin ve olası farklılıkların yine yapılacak çalışmalar ile netleştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.[121]

Çalışmada elde edilen bulgular, başlangıç hipotezleri doğrultusunda tartışılacaktır;

Birinci hipotezimize göre su absorbe etmiş (A_dT_s) adezivlerde lazer uygulaması sonrası oluşan madde kaybı, su absorbe etmeyen(A_d) adezivlerde lazer uygulaması sonrası oluşan madde kaybından farklı olacaktır.

Madde kayıplarını değerlendirmek için ölçümünü yaptığımız 4 parametreden (hacim farkı, yoğunluk farkı, krater hacim farkı, derinlik farkı) istatistiksel olarak su absorpsiyonundan en çok etkilenen parametre hacim farkı olmuştur. Bu çalışmada adezivlerde oluşturduğumuz ablasyon kraterinin hacmi su absorpsiyonundan etkilenirken, krater derinliğinin istatistiksel olarak etkilenmediği bulunmuştur. Materyallerde su absorpsiyonuna bağlı olarak lazer uygulamasıyla farklı değişiklikler meydana geleceği hipotezi bu bulgular neticesinde kabul edilmiştir.

Literatürde termal siklus ile yaşlandırılmış, ya da su absorpsiyonu beklenmiş örneklerle lazer uygulamasının gerçekleştirildiği benzer bir çalışmaya ulaşılamamıştır. Bu nedenle, adeziv kompozitler üzerine seramik braketten geçen Er:YAG lazerin etkisini araştıran ve termal siklus ile ilişkisini karşılaştıran öncü bir çalışmadır.

İkinci hipotezimize göre su absorbe etmiş (A_dT_s) ve su absorbe etmemiş (A_d) adezivlerde oluşan madde kaybı, markalar arasında farklılık gösterecektir.

Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre krater hacim farkı, Opal ve Reliance markalarında su absorpsiyonundan etkilenmiştir. Bir başka deyişle Opal ve Reliance' ın krater hacim ortalamaları termel siklus uygulanmış grupta (A_dT_s) anlamlı şekilde azalmıştır. Bu durum Opal ve Reliance marka adeziv disklerin su absorbe etmeleriyle lazer ışınına dayanıklı hale gelmeleri ya da su absorpsiyonuna bağlı bir miktar esneme söz konusu olmuş olabileceği şeklinde yorumlanabilir. Materyalin lazer ışınının ablyasyon etkisini daha geniş bir alana iletmesiyle, daha sığ bir kraterin oluşmuş olabileceği düşünülebilir. Yoğunluk farkı su absorpsiyonundan sadece Opal markasında etkilenmiştir. Krater derinliği farkları markalara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir. Bir başka deyişle lazer ile açılan ablyasyon krater derinlikleri termal siklus yapıp yapılmamasına göre tüm markalarda benzer bulunmuştur. 5 markanın 5' inde de su absorpsiyonundan en çok etkilenen parametre hacim farkı olmuştur. Bu bulgular neticesinde su absorbe etmiş (A_dT_s) ve etmemiş (A_d) adezivlerde oluşan madde kaybı markalar arasında farklılık gösterdiği hipotezi kabul edilmiştir.

Çalışmadan elde edilen bulgular neticesinde seçilen 5 adeziv kompozit markasının lazerden farklı etkilendiği sonucuna varılabilir. Bu bulgular Tak ve ark.'nın çalışmalarında değerlendirdiği 5 farklı adeziv kompozit markası ile uyumlu bulunmuştur. Ancak Tak ve ark. seçtikleri 5 marka adezivde hacim azalması gerçekleştiğini rapor etmişlerdir.[121] Fakat bizim çalışmamızda termal siklusa girmemiş gruptaki Reliance ve Ortho Tec. R. markalarında diğer grupların aksine hacim artışı tespit edilmiştir. Sanusi ve ark.'nın Er:YAG lazerin restoratif materyallerin yüzey morfolojisine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, ablyasyon bölgesinde oluşan krater çapı, krater derinliği ve hacimini ölçmüşlerdir. Er:YAG lazer uygulanan farklı bonding adezivlerinin kendilerine özgü ablyasyon eşik değerleri olduğu ve ablyasyon eşığının 40-60 mJ olduğunu rapor etmişlerdir [166].

Çalışmalarında ağız ortamını taklit eden bir yöntem kullanmamışlar ancak su içeriği yüksek materyallerin Er:YAG uygulaması sonucu yüksek ablyasyon oranları gösterdiğini ve aynı zamanda büyük çapta ve hacimde kraterler oluştuğunu rapor etmişlerdir.[166] Bu bulgular bizim çalışmamızla uyumlu ve hipotezimizi destekler niteliktedir. Lizarelli ve ark. su içeriği ve ablyasyonun boyutu arasındaki korelasyonu bulan benzer bir araştırmada, dentin içindeki su içeriğinin mine içerisindeki su içeriğinden yüksek olmasından ötürü, minedeki penetrasyon ve ablyasyon oranının daha düşük olduğunu rapor etmiştir.[167]

Klinik olarak su absorpsiyonu gerçekleşen ve gerçekleşmeyen adeziv seçimi yüksek ablyasyon gösterecek olan söküm işlemi açısından avantaj sağlayacaktır. Işınlama, tüm adeziv disklerde madde kaybına neden olmuştur. Her iki grupta da (A_d - A_dT_s) Er:YAG lazer ışınlanması sonucu en derin penetrasyon Blugloo marasında bulunurken, en büyük krater hacmi Opal markasında elde edilmiştir. Yine her iki ortamda en düşük penetrasyon derinliği sırasıyla Transbond ve Ortho Tec. R. markalarında bulunurken, en düşük ablyasyon krateri hacmi sırasıyla Ortho Tec. R. (A_d), Transbond (A_dT_s) markalarında bulunmuştur.

Sonuç olarak Reliance ve Opal marka adeziv kompozitlerde oluşan krater, derinlik ve hacim açısından değerlendirildiğinde; Er:YAG lazerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla etkilenmiştir. Bu adezivler arasındaki farklılıkların kaynağı hakkında daha geniş kapsamlı çalışmalar yapılabilir.

Çalışmanın sınırlamaları arasında enerji transmisyonu için sadece tek seramik braket markasının kullanılması sayılabilir. Er:YAG lazerin farklı seramik braket çeşitleri üzerinden uygulandığı ve farklı adeziv kompozit markalarının incelendiği daha geniş çaplı bir çalışma, sonuçların genellenmesi açısından faydalı olabilir.

Çalışmamızın kısıtlamalarından bir diğeri in vitro şartlarda gerçekleştirilmiş olmasıdır. Ağız ortamına giren yiyecek-içecek ve diğer renk verici materyaller ile temasta olan kompozit ve braketler zamanla renkleşebilmektedir. Bu durum braketlerin optik geçirgenliğini etkilemekle beraber, kompozitlerin lazer ışını absorbe etme değerlerini değiştirebilecektir. Dolayısıyla hassas bir ölçü tekniği, ya da hassas ağız içi tarayıcılarla aynı çalışmanın klinik şartlarda gerçekleştirilmesi anlamlı olabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın verilerinden aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Işınlama, tüm kompozit disklerde madde kaybına neden olmuştur.
2. Bu çalışmada test edilen tüm yapıştırıcılar Er:YAG lazer uygulamasından etkilenmiştir ve ablasyon kraterlerinin hacmi ve derinliği açısından yapıştırıcılar arasında anlamlı farklılıklar vardır.
3. Madde kaybı miktarının su absorpsiyonundan etkilendiği sonucuna ulaşılmıştır.
4. Reliance ve Opal marka adeziv kompozitler krater derinliği ve krater hacmi açısından değerlendirildiğinde, diğer markalara göre Er:YAG lazerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla etkilenmişlerdir.

Lazer teknolojisinin ortodontik tedaviden önce, sonra veya tedavi sırasındaki tüm aşamalarda kullanımının önemli avantajları vardır. Özellikle söküm işlemi açısından büyük avantaj sağlayabilir; hastanın rahatsızlığını azaltabilir, kooperasyonu arttırabilir, uygulamanın süresini kısaltabilir ve işlem sırasında hissedilen ağrıyı azaltabilir. Bu nedenle, daha gelişmiş lazer cihazlarının şimdiye oranla daha düşük fiyatlara sunulmasıyla, rutin ortodonti pratiğinde lazer kullanımının öneminin artması beklenmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Tengrungsun, T. P.S., Kaewsuriyathamrong, C., Suchato, W. and Jaochakarasiri, P.** (2004). Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Different Preparations of a Porcelain Surface. *J Oral Laser Applications* 4: 47-53.
2. **Azzeh, E. and Feldon, P.J.** (2003). Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(1): 79-83.
3. **Eliades, T., Eliades, G., and Brantley, W.** (2001). *Orthodontic brackets*. In: Brantley WA, Eliades T, eds. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. Stuttgart, Germany: Thieme, 143-172.
4. **Vukovich, M., Wood, DP. and Daley, TD.** (1991). Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 99(6): 505-512.
5. **Chen, H. et al.** (2007). Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132(5): 680-686.
6. **Tocchio, R.M. et al.** (1993). Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103(2): 155-162.
7. **Mundethu, A. R., Gutknecht, N., & Franzen, R.** (2014). Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er: YAG laser: an in vitro study. *Lasers in medical science*, 29(5), 1551-1556
8. **Pich, O., Franzen, R., Gutknecht, N., & Wolfart, S.** (2015). Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers in medical science*, 30(2), 591-597.
9. **Phillips, R. W.** (1973). *Skinner's Science of Dental Materials* (ed 7) WB Saunders Co.
10. **Shintani, H..N., Yukihiro, A., Satou, J., Yamane, I., Kouzai, T., Andou, T., Kai, M., Hayashihara, H. and Inoue, T.** (1985). Water sorption, solubility and staining properties of microfilled resins polished by various methods. *Dent Mater J* 4: 54-62.
11. **Sideridou, I. and Papanastasiou, G.** (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylatebased dental resins. *Biomaterials* 24: 655-65.
12. **Tamai, Y. and Nakanishi, K.** (1995). Molecular simulation of permeation of small penetrant through membranes. II. Solubilities. *Macromolecules* 28: 2544-54.

13. **Arnold, A., Arnold, M. and Williams, V.** (1992). Measurement of water sorption by resin composite adhesives with near-infrared spectroscopy. *J Dent Res* 71: 438-442.
14. **Santos, C., Braden, M., Guitian, F., Davy, K.W.M.** (2002). Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials* 23: 1897-904.
15. **Apel, C. et al.** (2002). Influence of the pulse length of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers Med Sci*, 17(4): 253-257.
16. **Coluzzi, D.J.** (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 751-770.
17. **Meister, J., & Franzen, R.** (2007). Dentale Lasersysteme: Die Erbium-Laser. *LaserZahnheilkunde, Quintessenz*, 2, 131-134.
18. **Welch, A., Torres, J.H. and Cheong, W.F.** (1989). Laser physics and laser-tissue interaction. *Texas heart institute journal*, 16(3): 141.
19. **Carroll, L. and Humphreys, T.R.** (2006). LASER-tissue interactions. *Clinics in dermatology*, 24(1): 2-7.
20. **Harris, D. and Pick, R.** (1995). *Laser physics*. In: Miserendino LJ, Pick RM, editors. *Lasers in dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc, 27-38.
21. **Wintner E, Beer, F., Goharkhay, K.** (2006). Oral Laser Application p. 1-55
22. **Parker, S.** (2007). Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *British dental journal*, 202(1): 21-31.
23. **Parker, S.** (2007). Verifiable CPD paper: Laser-tissue interaction. *British dental journal*, 202(2): 73-81.
24. **Dederich, D.N.** (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *The Journal of the American Dental Association*, 124(2): 57-61.
25. **Ra, S.** (1993). *Esthetic dentistry: a clinical approach to techniques and materials*. Esthetics and laser surgery, Philadelphia, Pa: Lea & Febiger; 441-448.
26. **Moritz, A. et al.** (2006). *Cavity preparation. Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz, 75-136.
27. **Convissar, R.A.** (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 48(4): 771-794.
28. **Fotona lazer çalışma el kitabı.** İdealdent teknolojik dental ürünler 2010. s. 1-72.
29. **Moritz, A., Beer, F., Goharkhay, K., Schoop, U., Strassl, M., Verheyen, P., ... & Wintner, E.** (2006). *Oral laser application (pp. 75-136)*. Chicago, Ill: Quintessence 139-191.
30. **Schoop, U.** (2006). *Laser-assisted periodontal therapy. Oral Laser Application*. Berlin: Quintessence, 333-376.
31. **Beer, F. et al.** (2006). Oral laser application. *Quintessenz Verlags*.

- 32. De Moor, R.J.G. and Delmé, K.I.M.** (2009). Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *Journal of Adhesive Dentistry*, 11(6).
- 33. Pick, R.M., Pogrel, M.A. and Loh, H.S.** (1995). *Clinical applications of the CO2 laser. Lasers in Dentistry*. Chicago: Quintessence, p. 145-160.
- 34. Pick, R.M. and Colvard, M.D.** (1993). Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *Journal of periodontology*, 64(7), 589-602.
- 35. Kutsch, V.K.** (1993). Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *The Journal of the American Dental Association*, 124(2), 49-54.
- 36. Pick, R.M.** (1993). Using Lasers in Clinical Denial Practice. *The Journal of the American Dental Association*, 124(2), 37-47.
- 37. Romanos, G.** (1994). Clinical applications of the Nd: YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 12(2), 103-108.
- 38. A, S. and Jp, R.** (2007). Lasers in endodontics. *Quintessence*, 101-113.
- 39. White, J. et al.** (1998). Nd: YAG and CO2 laser therapy of oral mucosal lesions. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 16(6), 299-304.
- 40. Kautzky, M. et al.** (1997). Soft tissue effects of the holmium: YAG laser: An ultrastructural study on oral mucosa. *Lasers in surgery and medicine*, 20(3), 265-271.
- 41. Hendler, B.H. et al.** (1992). Holmium: YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 50(9), 931-934.
- 42. Van As, G.** (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 1017-1059.
- 43. Bader, C. and Krejci, I.** (2006). Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. *American journal of dentistry*, 19(3), 178.
- 44. Walsh, L. et al.** (2006). *Low Level Laser Therapy*, In: Oral Laser Application. Quintessenz, 521-539.
- 45. Mester, E., Szende, B. and Gärtner, P.** (1967). The effect of laser beams on the growth of hair in mice. *Radiobiologia, radiotherapia*, 9(5), 621-626.
- 46. Oliver, R. and Knapman, Y.** (1985). Attitudes to orthodontic treatment. *British journal of orthodontics*, 12(4), 179-188.
- 47. Bicakci, A.A. et al.** (2012). Efficiency of low-level laser therapy in reducing pain induced by orthodontic forces. *Photomedicine and laser surgery*, 30(8): 460-465.
- 48. Kawasaki, K. and Shimizu, N.** (2000). Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers in surgery and medicine*, 26(3): 282-291.
- 49. Youssef, M. et al.** (2008). The effect of low-level laser therapy during orthodontic movement: a preliminary study. *Lasers in medical science*, 23(1), 27-33.

- 50. Da Silva Sousa, M.V. et al.** (2011). Influence of low-level laser on the speed of orthodontic movement. *Photomedicine and laser surgery*, 29(3), 191-196.
- 51. McNamara, J.A., Hinton, R.J. and Hoffman, D.L.** (1982). Histologic analysis of temporomandibular joint adaptation to protrusive function in young adult rhesus monkeys (*Macaca mulatta*). *American journal of orthodontics*, 82(4), 288-298.
- 52. Abtahi, M. et al.** (2012). The effect of low level laser on condylar growth during mandibular advancement in rabbits. *Head & face medicine*, 8(1), 4.
- 53. Yeung, H.Y. et al.** (2001). Expression of basic fibroblast growth factor during distraction osteogenesis. *Clinical orthopaedics and related research*, 385, 219-229.
- 54. Cope, J.B., Samchukov, M.L. and Cherkashin, A.M.** (1999). Mandibular distraction osteogenesis: a historic perspective and future directions. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 115(4), 448-460.
- 55. Reza, F. and M, K.A.** (2011). *I Principles in Contemporary Orthodontics; Laser in Orthodontics*. InTech, SBN: 978-953-307-687-4.
- 56. Low, T. and Von Fraunhofer, J.** (1976). The direct use of composite materials in adhesive dentistry. *British dental journal*, 141(7), 207.
- 57. Olsen, M.E. et al.** (1997). Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 111(5), 498-501.
- 58. Maijer, R. and Smith, D.** (1979). A new surface treatment for bonding. *Journal of biomedical materials research*, 13(6), 975-985.
- 59. Von Fraunhofer, J., Allen, D. and Orbell, G.** (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *The Angle Orthodontist*, 63(1), 73-76.
- 60. Visuri, S. et al.** (1996). Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *Journal of dental research*, 75(1), 599-605.
- 61. Fowler, B. and Kuroda, S.** (1986). Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcified Tissue International*, 38(4), 197-208.
- 62. Keller, U. and Hibst, R.** (1990). *Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er: YAG laser radiation on teeth. in OE/LASE'90*, 14-19 Jan., Los Angeles, CA. International Society for Optics and Photonics.
- 63. Üşümez, S., Orhan, M. and Üşümez, A.** (2002). Laser etching of enamel for direct bonding with an Er, Cr: YSGG hydrokinetic laser system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(6), 649-656.
- 64. Kasraei, S., Yarmohammadi, E. and Ghazizadeh, M.V.** (2016). Microshear Bond Strength of OptiBond All-In-One Self-adhesive Agent to Er: YAG Laser Treated Enamel After Thermocycling and Water Storage. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 7(3), 152.

- 65.Hosseini, M. et al.** (2012). Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er: YAG Laser and Conventional Acid-Etching. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 9(1), 20-26.
- 66.Fuhrmann, R. et al.** (2001). Conditioning of Enamel with Nd: YAG and CO2 Dental Laser Systems and with Phosphoric Acid An In-Vitro Comparison of the Tensile Bond Strength and the Morphology of the Enamel Surface. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 62(5), 375-386.
- 67.Özer, T., Başaran, G. and Berk, N.** (2008). Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(2), 193-197.
- 68.Zachrisson, Y.Ø., Zachrisson, B.U. and Büyükyılmaz, T.** (1996). Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109(4), 420-430.
- 69.Zelos, L., Bevis, R.R. and Keenan, K.M.** (1994). Evaluation of the ceramic/ceramic interface. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(1), 10-21.
- 70.Hayakawa, T. et al.** (1992).The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dental Materials*, 18(4), 238-240.
- 71.Reza, F. et al.** (2011). *Laser in Orthodontics*. INTECH Open Access Publisher.
- 72.Yassaei, S. et al.** (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to porcelain following etching with Er: YAG laser versus hydrofluoric acid. *Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement*, 14(1).
- 73.Zachrisson, B.U., Büyükyılmaz, T. and Zachrisson, Y.** (1995). Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *The Angle orthodontist*, 65(1), 35-42.
- 74.Oskoe, P.A. et al.** (2012). Effect of surface treatment with sandblasting and Er, Cr: YSGG laser on bonding of stainless steel orthodontic brackets to silver amalgam. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17(2), e292-e296.
- 75.Angolkar, P.V. et al.** (1990). Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(6), 499-506.
- 76.Lundström, F. and Krasse, B.** (1987). Streptococcus mutans and lactobacilli frequency in orthodontic patients; the effect of chlorhexidine treatments. *The European Journal of Orthodontics*, 9(2), 109-116.
- 77.Lovrov, S., Hertrich, K. and Hirschfelder, U.** (2007). Enamel demineralization during fixed orthodontic treatment—incidence and correlation to various oral-hygiene parameters. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 68(5), 353-363.
- 78.Oho, T. and Morioka, T.A.** (1990). Possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries research*, 24(2), 86-92.

- 79.Ferracane, J.L.** (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*. Lippincott Williams & Wilkins.
- 80.Baba, N. and Watanabe, I.** (2005). Penetration depth into dental casting alloys by Nd: YAG laser. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 72(1), 64-68.
- 81.Liu, J. et al.** (2002). Joint strength of laser-welded titanium. *Dental materials*, 18(2), 143-148.
- 82.Suzuki, Y. et al.** (2004). Titanium removable partial denture clasp repair using laser welding: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(5), 418-420.
- 83.Baba, N. et al.** (2005). Joint properties of cast Fe-Pt magnetic alloy laser-welded to Co-Cr alloy. *Dental materials journal*, 24(4), 550-554.
- 84.Eliades, T.** (2007). Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(2), 253-262.
- 85.Solmi, R. et al.** (2004). Interactions of fibroblasts with soldered and laser-welded joints. *Biomaterials*, 5(4), 735-740.
- 86.Sarver, D.M.** (2006). Use of the 810 nm diode laser: soft tissue management and orthodontic applications of innovative technology. *Pract Proced Aesthet Dent*, 18(9), 7-13.
- 87.Haytac, M.C. and Ozelik, O.** (2006). Evaluation of patient perceptions after frenectomy operations: a comparison of carbon dioxide laser and scalpel techniques. *Journal of periodontology*, 77(11), 1815-1819.
- 88.Oesterle, L.J. and Shellhart, W.C.** (1999). Maxillary midline diastemas: a look at the causes. *The Journal of the American Dental Association*, 130(1), 85-94.
- 89.Pié-Sánchez, J. et al.** (2012). Comparative study of upper lip frenectomy with the CO₂.
- 90.Fornaini, C.** (2012). Different Laser Wavelengths in the Orthodontic Surgery of the Retained Teeth. *Laser therapy*, 21(1), 47-50.
- 91.Sharma Sayal, S.K. et al.** (2003). The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 124(1), 74-82.
- 92.Basudan, A.M. and Al-Emran, S.E.** Basudan, A. M., & Al-Emran, S. E. (2001). The effects of in-office reconditioning on the morphology of slots and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *Journal of orthodontics*, 28(3), 231-236.
- 93.Rosenstein, P. and Binder, R.** (1979). Bonding and rebonding peel testing of orthodontic brackets. *Clinical preventive dentistry*, 2(6), 15-17.
- 94.Chung, C.H., Friedman, S.D. and Mante, F.K.** (2002). Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 122(3), 282-287.

- 95.Ishida, K. et al.** (2011). Shear bond strength of rebonded brackets after removal of adhesives with Er, Cr: YSGG laser. *Odontology*, 99(2), 129-134.
- 96.Ahrari, F. et al.** (2012). Does ultra-pulse CO2 laser reduce the risk of enamel damage during debonding of ceramic brackets? *Lasers in medical science*, 27(3), 567-574.
- 97.Harris, A., Joseph, V. and Rossouw, P.** (1992). Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(3), 215-219.
- 98.Gaffey, P.G. et al.** (1995). Shear/peel bond strength of repositioned ceramic brackets. *The Angle orthodontist*, 65(5), 351-358.
- 99.Toroglu, M.S. and Yaylali, S.** (2008). Effects of sandblasting and silica coating on the bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(2), 181-187.
- 100.Ahrari, F., Heravi, F. and Hosseini, M.** (2013). CO2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers in medical science*, 28(4), 1091-1097.
- 101.Gorelick, L., Geiger, A.M. and Gwinnett, A.J.** (1982). Incidence of white spot formation after bonding and banding. *American journal of orthodontics*, 81(2), 93-98.
- 102.Ahrari, F. et al.** (2013). Reconditioning of ceramic orthodontic brackets with an Er, Cr: YSGG laser. *Lasers in medical science*, 28(1), 223-228.
- 103.Bishara, S.E. and Trulove, T.S.** (1990). Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part II. Findings and clinical implications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(3), 263-273.
- 104.Sernetz, F. and Kraut, J.** (1990). Laboratory evaluations on thermal debonding of ceramic brackets. *The Journal of clinical dentistry*, 2(4), 87-91.
- 105.Chen, H.Y. et al.** (2007). Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(5), 680-686.
- 106.Iijima, M. et al.** (2010). Effects of CO2 laser debonding of a ceramic bracket on the mechanical properties of enamel. *The Angle orthodontist*, 80(6), 1029-1035.
- 107.Rickabaugh, J.L., Marangoni, R.D. and McCaffrey, K.K.** (1996). Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 110(4), 388-393.
- 108.Han, X. et al.** (2008). Nd: YAG laser-aided ceramic brackets debonding: effects on shear bond strength and enamel surface. *Applied Surface Science*, 255(2), 613-615.
- 109.Dostálová, T.J. et al.** (2009). *Laser brackets debonding: Tm: YAP, Nd: YAG, and GaAs diode lasers evaluation.* in SPIE BiOS: Biomedical Optics. International Society for Optics and Photonics.

- 110.Sarp, A.S.K. and Gülsoy, M.** (2011). Ceramic bracket debonding with ytterbium fiber laser. *Lasers in medical science*, 26(5), 577-584.
- 111.Dostalova, T. et al.** (2011). Ceramic bracket debonding by Tm: YAP laser irradiation. *Photomedicine and laser surgery*, 29(7), 477-484.
- 112.Strobl, K. et al.** (1992). Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(2), 152-158.
- 113.Mimura, H. et al.** (1995). Comparison of different bonding materials for laser debonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(3), 267-273.
- 114.Reicheneder, C.A. et al.** (2009). Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(4), 422. e421-422. e426.
- 115.Obata, A. et al.** (1999). Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *The European Journal of Orthodontics*, 21(2), 193-198.
- 116.Tocchio, R.M. et al.** (1993). Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(2), 155-162.
- 117.Obata, A.** (1995). Effectiveness of CO₂ laser irradiation on ceramic bracket debonding. *Journal-Japan Orthodontic Society*, 54, 285-295.
- 118.Hayakawa, K.** (2005). Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128(5), 638-647.
- 119.Alper, Ö. et al.** (2012). Farklı Estetik Braketlerin Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 13(1).
- 120.Mundethu, A.R., Gutknecht, N. and Franzen, R.** (2014). Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er: YAG laser: an in vitro study. *Lasers in medical science*, 29(5), 1551-1556.
- 121.Tak, O. et al.** (2015). The effect of transmitted Er: YAG laser energy through a dental ceramic on different types of resin cements. *Lasers in surgery and medicine*, 47(7), 602-607.
- 122.Uluakay, M. et al.** (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO (Ankara Diş Hek. Odası) Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2), 895-902.
- 123.Önal, B.** (2001). *Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Bornova, İzmir, EÜ Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, (15), 47.
- 124.Gladwin, M. and Bagby, M.** (2009). Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases. *Wolters Kluwer business*.
- 125.Park, J. and Ferracane, J.** (2014). Water aging reverses residual stresses in hydrophilic dental composites. *Journal of dental research*, 93(2), 195-200.

- 126.Yap, A. and Wee, K.** (2002). Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. *Operative dentistry*, 27(2), 147-153.
- 127.Feldon, P.J. et al.** (2010). Diode laser debonding of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(4), 458-462.
- 128.Eversole, L.R. and Rizoju, I.M.** (1995). Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *Journal of the California Dental Association*, 23(12), 41-47.
- 129.Hossain, M. et al.** (1999). Effects of Er, Cr: YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 17(4), 155-159.
- 130.Hibst, R., Keller, U. and Steiner, R.** (1988). Die wirkung gepulster Er: YAG Laserstrahlung auf zahngewebe. *Laser Med Surg*, 4, 163-165.
- 131.Frentzen, M.** (1992). The effect of Er: YAG laser radiation on enamel and dentin. *J Dent Res*, 71, 571.
- 132.Pich, O. et al.** (2015). Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers in medical science*, 30(2), 591-597.
- 133.Gimbel, C.B.** (2000). Hard tissue laser procedures. *Dental clinics of North America*, 44(4), 931-953.
- 134.Correa-Afonso, A.M., Palma-Dibb, R.G. and Pécora, J.D.** (2010). Composite filling removal with erbium: yttrium–aluminum–garnet laser: morphological analyses. *Lasers in medical science*, 25(1), 1-7.
- 135.Sari, T. et al.** (2014). Transmission of Er: YAG laser through different dental ceramics. *Photomedicine and laser surgery*, 32(1), 37-41.
- 136.Kursoglu, P. and Gursoy, H.** (2013). Removal of fractured laminate veneers with Er: YAG laser: Report of two cases. *Photomedicine and laser surgery*, 31(1), 41-43.
- 137.Cranska, J.** (2013). Removing all-ceramic restorations with lasers. *Dentistry today*, 32(6), 101-102, 104.
- 138.Oztoprak, M.O. et al.** (2012). Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers. *Lasers in medical science*, 27(4), 713-716.
- 139.Van As, G.** (2012). Laser removal of porcelain veneers. *Dentistry today*, 31(9), 84-8.
- 140.Morford, C.K. et al.** (2011). Er: YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers in surgery and medicine*, 43(10), 965-974.
- 141.Apel, C. et al.** (2002). Influence of the pulse duration of an Er: YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers in medical science*, 17(4), 253-257.

- 142.Oztoprak, M.O. et al.** (2010). Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(2), 195-200.
- 143.Green, H. et al.** (1987). Cytotoxicity and mutagenicity of low intensity, 248 and 193 nm excimer laser radiation in mammalian cells. *Cancer research*, 47(2), 410-413.
- 144.Hendrich, C. and Siebert, W.E.** (1997). Mutagenic effects of the excimer laser using a fibroblast transformation assay. *Arthroscopy. The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 13(2), 151-155.
- 145.Ghafari, J.** (1992). Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *The Angle orthodontist*, 62(2), 145-152.
- 146.Meister, J. and Franzen, R.** (2007). Dentale Lasersysteme: Die Erbium-Laser. *LaserZahnheilkunde, Quitessenz*, 2, 131-134.
- 147.Sund Levander, M., Forsberg, C. and Wahren, L.K.** (2002). Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scandinavian journal of caring sciences*, 16(2), 122-128.
- 148.Green, B.G.** (1986). Oral perception of the temperature of liquids. *Perception & psychophysics*, 39(1), 19-24.
- 149.Helvatjoglu Antoniadis, M. et al.** (2004). The effect of pulse activation on microleakage of a 'packable' composite resin and two 'ormocers'. *Journal of oral rehabilitation*, 1(11), 1068-1074.
- 150.Palmer, D., Barco, M. and Billy, E.** (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of prosthetic dentistry*, 67(3), 325-327.
- 151.Baydır, A.** (2010). Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- 152.Gale, M. and Darvell, B.** (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- 153.De Munck, J.D. et al.** (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, 84(2), 118-132.
- 154.Tezvergil, A., Lassila, L. and Vallittu, P.** (2005). The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *Journal of dentistry*, 33(6), 509-516.
- 155.Beckmann, E.C.** (2014). CT scanning the early days. *The British journal of radiology*,
- 156.Kuhn, J. et al.** (1990). Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(6), 833-842.
- 157.Oi, T., Saka, H. and Ide, Y.** (2004). Three dimensional observation of pulp cavities in the maxillary first premolar tooth using micro CT. *International Endodontic Journal*, 37(1), 46-51.

- 158. Bergmans, L. et al.** (2001). A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *International Endodontic Journal*, 34(5), 390-398.
- 159. Kamalak, H. and Nuaimi, H.** Micro-CT 1172 in Restorative Dentistry.
- 160. Malmström, H. et al.** (2001). Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *Journal of dentistry*, 29(8), 521-529.
- 161. Harris, D.A., Jones, A.S. and Darendeliler, M.A.** (2006). Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(5), 639-647.
- 162. Ballard, D.J. et al.** (2009). Physical properties of root cementum: part 11. Continuous vs intermittent controlled orthodontic forces on root resorption. A microcomputed-tomography study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 8. e1-8. e8.
- 163. Bartley, N. et al.** (2011). Physical properties of root cementum: Part 17. Root resorption after the application of 2.5 and 15 of buccal root torque for 4 weeks: A microcomputed tomography study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), e353-e360.
- 164. Della Bona, A. et al.** (2013). Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *Journal of dentistry*, 41(5), 412-419.
- 165. Lizarelli, R.D.F. et al.** (2005). Ablation rate and morphological aspects of composite resins exposed to Er: YAG laser. *J Oral Laser App*, 5(3), 151-160.
- 166. Sanusi, S.Y., Seow, W.K. and Walsh, L.J.** (2012). Effects of Er: YAG laser on surface morphology of dental restorative materials. *Journal of Physical Science*, 23(2), 55-71.
- 167. Lizarelli, R.D.F., Moriyama, L.T. and Bagnato, V.S.** (2003). Ablation of composite resins using Er: YAG laser—comparison with enamel and dentin. *Lasers in surgery and medicine*, 33(2), 132-139.

ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında Ankara'da doğdum. İlk ve orta öğretimime Ataköy İlkokul'unda başlayıp, Kültür Koleji'nde tamamladım. Ataköy Cumhuriyet Lisesi'nde eğitimim ardından (2000) yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girmeye hak kazandım ve (2006) yılında mezun oldum. (2013) yılında Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda Doktora eğitimime başladım. Halen aynı anabilim dalında Doktora Öğrencisi olarak görev yapmaktayım.